

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND UND  
KIEFERHEILKUNDE

(Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. Roland Frankenger)

Abteilung für Zahnerhaltungskunde

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Roland Frankenger)

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH

## **Der Einfluss unterschiedlicher Provisorien auf den Komposit-Dentin-Verbund bei Komposit-Inlays**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der

Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

Von

**Larissa Wickles**

aus Mosbach

Marburg 2015

Angenommen vom Fachbereich Medizin

Der Philipps-Universität Marburg

Am: 27.03.2015

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger

Korreferent: Herr Prof. Dr. R. Mengel

Meiner Familie und meinem Freund in Liebe und Dankbarkeit gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>1</b>
<b>1. Einleitung .....</b>	<b>2</b>
1.1 Einführung in die Thematik und Problemstellung .....	2
<b>2. Literaturübersicht .....</b>	<b>4</b>
2.1 Komposit- Restaurationsmöglichkeiten .....	4
2.1.1 Komposite – Vom Ursprung bis Heute .....	4
2.1.2 Komposit-Füllungen .....	8
2.1.3 Komposit-Inlays .....	11
2.2 Adhäsiv-Technik .....	16
2.2.1 Prinzipien der Adhäsion .....	16
2.2.2 Schmelzhaftung .....	17
2.2.3 Dentinhaftung .....	20
2.2.4 Adhäsiv-Systeme .....	23
2.3 Provisorische Zemente .....	26
2.3.1 Definition und Anwendungsgebiete .....	26
2.3.2 Polycarboxylatzement .....	27
2.3.3 Zinkoxid-Eugenol- und eugenolfreie Zinkoxidzemente .....	28
<b>3. Zielsetzung und Arbeitshypothesen .....</b>	<b>32</b>
<b>4. Material und Methoden .....</b>	<b>33</b>
4.1 Studiendesign .....	33
4.1.1 Deskriptive Beschreibung des Versuchsablaufs .....	33
4.1.2 Schematische Darstellung des Versuchsablaufs .....	35
4.2 Prüfkörperherstellung .....	36
4.2.1 Auswahl und Vorbereitung der Zähne .....	36
4.2.2 Präparation der Zähne .....	37
4.2.3 Herstellung der Komposit-Inlays .....	37
4.2.4 Einteilung in Versuchsgruppen .....	39
4.2.5 Applikation der provisorischen Zemente .....	40
4.2.5.1 UltraTemp® .....	40
4.2.5.2 Temp Bond™ .....	41
4.2.5.3 Temp Bond NE™ .....	41
4.2.6 Entfernen der applizierten Zemente .....	42
4.2.6.1 Entfernen mit Scaler .....	42

4.2.6.2 Entfernen mit Scaler und Bimsmehl.....	43
4.2.6.3 Entfernen mit Sandstrahler .....	43
4.2.7 Vorbereitung der Kavitäten vor Insertion der Komposit-Inlays .....	44
4.2.7.1 Sandstrahlen der Kavitäten .....	44
4.2.7.2 Adhäsive Vorbehandlung .....	44
4.2.8 Definitives Befestigen der Komposit-Inlays .....	46
4.2.9 Politur der Komposit-Inlays .....	47
4.3 Weiterverarbeitung der Versuchszähne .....	47
4.3.1 Abtrennung der Wurzeln.....	47
4.3.2 Sägen der Versuchszähne.....	47
4.3.3 Mikrozugverfahren (Microtensile) .....	49
4.3.4 Besputtern der gebrochenen Stäbchen .....	51
4.3.5 Rasterelektronenmikroskop (REM) .....	52
4.4 Statistische Analyse .....	54
<b>5. Ergebnisse .....</b>	<b>55</b>
5.1 Ergebnisse der Kontrollgruppen (VG 1-3) .....	57
5.1.1 Versuchsgruppe 1.....	57
5.1.2 Versuchsgruppe 2.....	59
5.1.3 Versuchsgruppe 3.....	60
5.1.4 Kontrollgruppen im Vergleich .....	61
5.2 Ergebnisse der UltraTemp-Gruppen (VG 4-6) .....	62
5.2.1 Versuchsgruppe 4.....	62
5.2.2 Versuchsgruppe 5.....	63
5.2.3 Versuchsgruppe 6.....	64
5.2.4 Vergleich der Versuchsgruppen mit UltraTemp® .....	65
5.3 Ergebnisse der Temp Bond™ -Gruppen (VG 7-9) .....	66
5.3.1 Versuchsgruppe 7.....	66
5.3.2 Versuchsgruppe 8.....	67
5.3.3 Versuchsgruppe 9.....	68
5.3.4 Vergleich der Versuchsgruppen mit Temp Bond™ .....	69
5.4 Ergebnisse der Temp Bond NE™- Gruppen (VG 10-12).....	70
5.4.1 Versuchsgruppe 10.....	70
5.4.2 Versuchsgruppe 11.....	71
5.4.3 Versuchsgruppe 12.....	72
5.4.4 Vergleich der Versuchsgruppen mit Temp Bond NE™ .....	73

## **Inhaltsverzeichnis**

---

5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse .....	74
5.6 Hypothesenprüfung .....	75
5.6.1 Hypothese 1: .....	75
5.6.2 Hypothese 2: .....	75
5.6.3 Hypothese 3: .....	76
<b>6. Diskussion .....</b>	<b>77</b>
6.1 Ziel der Studie.....	77
6.2 Material und Methode .....	77
6.2.1 Selektion der Zähne.....	77
6.2.2 Präparation der Zähne .....	79
6.2.3 Lagerung der Zähne.....	80
6.2.4 Mikrozugversuch .....	81
6.3 Ergebnisse .....	83
6.3.1 Einfluss temporärer Zemente auf den Komposit-Dentin-Haftverbund .....	83
6.3.2 Einfluss unterschiedlicher Entfernungsmethoden auf den adhäsiven Verbund.....	86
6.3.3 Frakturanalyse .....	88
6.4 Schlussfolgerung.....	92
6.5 Klinische Relevanz .....	92
<b>7. Zusammenfassung .....</b>	<b>93</b>
7.1 Zusammenfassung (deutsch).....	93
7.2 Abstract .....	95
<b>8. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>97</b>
<b>9. Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>111</b>
<b>10. Tabellenverzeichnis:.....</b>	<b>114</b>
<b>11. Lebenslauf .....</b>	<b>115</b>
<b>12. Verzeichnis der akademischen Lehrer .....</b>	<b>116</b>
<b>13. Danksagung .....</b>	<b>117</b>
<b>14. Ehrenwörtliche Erklärung .....</b>	<b>118</b>

## **Abkürzungsverzeichnis**

%: Prozent

Abb.: Abbildung

Tab.: Tabelle

z.B.: zum Beispiel

vgl.: vergleiche

li.: links

re.: rechts

s: Sekunde

min: Minute

mm: Millimeter

µm: Mikrometer

nm: Nanometer

µMol: Mikromol

ZOE: Zinkoxid-Eugenol-Zement

n. Sch.: nach Schnitt

Bis-GMA: Bisphenol-Diglycidylmethacrylat

UDMA: Urethan-Dimethacrylat

TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat

NaOCl: Natriumhypoclorit

HOCl: Hypoclorit

BSA: Bovines Serum Albumin

REM: Rasterelektronenmikroskop

VG: Versuchsgruppe

pV: provisorischer Verschluss

SD: Standardabweichung („standard deviation“)

MW: Mittelwert

## 1. Einleitung

### 1.1 Einführung in die Thematik und Problemstellung

Die Ästhetik ist in unserer heutigen Gesellschaft ein wichtiger Aspekt im Leben. Ein hübsches, natürliches Lächeln steht für Souveränität, Sympathie, Gesundheit und einige andere positive Eigenschaften, die unserem Umfeld auf den ersten Blick vermittelt werden. Nicht nur für den beruflichen Erfolg, sondern auch für soziale Kontakte kann ein ansprechendes Äußeres mit einem schönen Lächeln einen entscheidenden Vorteil bringen. Nicht zuletzt deshalb haben in der Zahnheilkunde zahnfarbene Versorgungen immer mehr an Bedeutung gewonnen. Patienten erwarten Versorgungen, die für den Gegenüber augenscheinlich nicht sichtbar sind und doch in ihrer Funktionalität der Ästhetik in nichts nachstehen. Vor allem im sichtbaren Prämolaren-Bereich erweist sich eine Restauration aus Gold als nicht ästhetisch ansprechend. Moderne Komposite sind mittlerweile Mittel der Wahl bei minimalinvasiver Füllungstherapie sowie bei indirekten Restaurationen wie z.B. den Komposit-Inlays. Diese zahnfarbenen Komposit-Inlay-Versorgungen werden in einigen Studien mit der primären Komposit-Füllungstherapie verglichen [106]. Studien manifestieren keine wesentlichen Unterschiede zwischen beiden Versorgungsvarianten [28]. Entscheidende Schwierigkeit einer jeden Komposit-Füllung oder einer indirekten Inlay-Versorgung ist es unterschiedliche Medien so miteinander fest zu verknüpfen, dass kein Randspalt und somit auch kein Mikroleakage provoziert werden. Hierbei wäre die Gefahr eine Sekundärkaries zu entwickeln sehr groß. Vor allem der Komposit- Dentin-Verbund erweist sich gegenüber dem Komposit-Schmelz-Verbund als schwierig [57]. Hierzu ist die Adhäsive Befestigung das Stichwort der Wahl. Indirekte Komposit-Inlay-Versorgungen sind indiziert, wenn das Ausmaß der Kavität eines Zahnes eine einfache Füllungstherapie nicht mehr zulässt wie z.B. im Falle eines vorangegangenen Füllungsaustausches [78].

Problematik einer indirekten Versorgung ist jedoch die Tatsache, dass die definitive Versorgung meist im Labor angefertigt werden muss und somit nicht in der gleichen Sitzung eingesetzt werden kann. Demnach muss zunächst eine



provisorische Versorgung nach Präparation und Abformung angefertigt werden, die dem Patienten als Platzhalter inseriert wird. Befestigt wird das Provisorium mit einem temporären Zement. Jener Zement wird schließlich vor dem definitiven Einsetzen des laborgefertigten Komposit-Inlays gründlich entfernt und die Kavität zur Aufnahme der definitiven Restauration vorbereitet. Dies wirft die Frage auf, ob die temporäre Applikation eines Befestigungszementes in Verbindung mit dem Provisorium den Komposit-Dentin-Verbund maßgeblich zu beeinflussen vermag. Auf der Grundlage dieser Fragestellung wurde hiesige Untersuchung durchgeführt.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1 Komposit- Restaurationsmöglichkeiten

#### 2.1.1 Komposite – Vom Ursprung bis Heute

Komposite werden von dem lateinischen Wort „componere = zusammenfügen“ abgeleitet und bestehen dem Wort entsprechend aus mehreren Bestandteilen. Sie setzen sich aus einer organischen Matrix zusammen, der anorganische Füllkörper zugesetzt sind. So hat Bowen, ein Pionier auf dem Gebiet der Dentalkomposite, 1962 als erster Untersuchungen in dieser Richtung angestellt und ein Monomer-System entwickelt, das Quarzpartikel beinhaltet. Dies ist heute besser bekannt als „Bis-GMA“ (Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat) oder „Bowen-Monomer“. Auf diese Weise konnte die Polymerisationsschrumpfung von ca. 10-15% auf ca.3% reduziert werden [57, 51, 87]. Neben dem Bis-GMA sind weitere Bestandteile der organischen Matrix „TEGDMA“ (Triethylen-Glycol-Dimethacrylat) und/oder „EGDMA“ (Ethylen-Glycol-Dimethacrylat) als Vertreter der Komonomere (dienen der Verdünnung des hoch-viskösen Bis-GMA), sowie Initiatoren, Akzeleratoren (Dihydroxyethyl-p-Toluidin) und Inhibitoren (Eugenol)[vgl. Tab.1]. Bei den Initiatoren muss man zwischen Autopolymerisaten (Benzoylperoxid) und Photopolymerisaten (Kampherchinon) unterscheiden. Sie sind für die Aushärtung (Polymerisation) von entscheidender Bedeutung. Bei Ersteren werden durch chemische Reaktion mit Benzoylperoxid in Verbindung mit einem tertiären Amin, bei den Anderen durch Lichtenergie (sichtbares Licht: 468nm Wellenlänge) Radikale freigesetzt, die eine Quervernetzung der Monomer-Moleküle bewirken [80].

Bestandteile Kunststoffmatrix	Abkürzung- Kurzbeschreibung	Chemische Bezeichnung
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat sog. Bowen-Kunststoff
Komonomer	UDMA	Urethandimethacrylat
	TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
	EGDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
Initiator(Autopolym.)	Peroxide	Benzoylperoxid
Initiator(Photopolym.)		Kampherchinon
Akzelerator		Dihydroxyethyl-p-Toluidin
Inhibitor		z.B. Eugenol
Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	Feinstteiliges SiO <sub>2</sub>	z.B. pyrogenes SiO <sub>2</sub>

Tab.1 Typische Hauptbestandteile eines Komposit-Restaurationsmaterials [74]

Nun sollte das Material Komposit als Füllungswerkstoff gut geeignet sein und einige Voraussetzungen erfüllen. Hierbei sind folgende Begriffe von entscheidender Wichtigkeit: Ästhetik, gute Polierbarkeit, Dimensionsstabilität, geringe Polymerisationsschrumpfung, Röntgenopazität und leichte Verarbeitung [57]. Wissenschaftlich von großer Bedeutung zeigte sich die Entwicklung der Füllkörper. Zunächst wurden in den ersten Kompositen Makrofüller (Partikelgröße: 10-100µm) verwendet. Dies sind gemahlene Quarzfüllkörper, welche die mechanische Belastbarkeit des Komposits steigern konnten, jedoch zu ihrem Nachteil eine raue Oberflächenbeschaffenheit sowie eine schlechte Polierbarkeit aufweisen [81]. Jedoch wurden jene schon 1974 mit der Erfindung der Mikrofüller (Partikelgröße: 0,01-0,1µm) ersetzt. Der entscheidende Vorteil der Mikrofüller ist die hervorragende Polierbarkeit, die gerade für Restaurationen im Frontzahngebiet essentiell ist, aber einer höheren Kaubelastung im Seitenzahngebiet nicht standhalten würde [119,176]. Lösung des Problems schien 1980 die Entwicklung des ersten Hybrid-Komposits zu sein, das sowohl die gute Polierbarkeit durch die Mikrofüller, als auch die mechanische Stabilität

der Makrofüller mit sich brachte. 1989 wurde in einer Studie festgestellt, dass sich die Abrasionsstabilität in einem Hybridkomposit mit zunehmendem Mikrofülleranteil deutlich verbesserte [136]. Eine weitere Verbesserung der Komposit-Eigenschaften wurde dann durch die Entwicklung eines Nanofüller-Komposits vor einigen Jahren erst erzielt. Die Füllkörper manifestieren hierbei eine Partikelgröße von 0,005-0,01 $\mu\text{m}$ . Eine relativ deutliche Verbesserung der Abrasionsstabilität (bei Nanofüller-Kompositen) konnte 2012 in einer Studie, in der Mikrofüllerhybrid-Komposite gegenüber Nanofüller-Kompositen hinsichtlich Abrasionsresistenz und Oberflächenrauigkeit untersucht wurden, erzielt werden [32, 73, 195].

Durchschnittliche Füllkörpergröße	Kategorie
>100 $\mu\text{m}$	Megafüller
10-100 $\mu\text{m}$	Makrofüller(in den ersten Kompositen verwendet)
1-10 $\mu\text{m}$ : <5 $\mu\text{m}$ Feinpartikelkomposite >3 $\mu\text{m}$ Feinpartikelkomposite	Midifüller (überwiegend 1-3 $\mu\text{m}$ durchschnittliche Partikelgröße)
0,1-1 $\mu\text{m}$	Minifüller oder Submikrometerfüllkörper
0,01-0,1 $\mu\text{m}$	Mikrofüller
0,005-0,01 $\mu\text{m}$	Nanofüller

Tab.2 Klassifikation der Komposite [57]

Nachdem die Wissenschaft in der Füllkörpertechnologie schon auf dem Höhepunkt seiner Forschung stand und keine weiteren Materialverbesserungen erlangt werden konnten, musste auf einem anderen Gebiet geforscht werden. Die Idee war es die zuvor immer gleiche Matrix bestehend aus Bis-GMA/UDMA zu modifizieren. Hauptschwachpunkte jener Komposite waren Polymerisationsschrumpfung und fehlende Abrasionsfestigkeit bei hohen mastikatorischen Kräften, wie es im Seitenzahnbereich der Fall ist. Das Ergebnis aus einer wissenschaftlichen Kooperation des Fraunhofer-Institutes für Silikatforschung und Blendamed nannte sich „Ormocer“ (organically modified ceramics)[38, 81, 88].Hintergrund war es die positiven Eigenschaften, vor allem die Abrasionsstabilität keramischer Werkstoffe, mit Kompositen zu vereinen.

Hierzu wurden Makromonomere verwendet, die kleinere Monomer-Anteile im Matrixvolumen substituieren. Derart sollte theoretisch eine geringere Polymerisationsschrumpfung erzielt werden [76, 88]. Studien zeigten aber, dass diese Idee weniger erfolgsgekrönt war. In einer 2007 veröffentlichten 3-jährigen klinischen Untersuchung an Klasse II Kavitäten mit einemOrmocer-Komposit (Definite, Degussa) und einem Bis-GMA-Komposit im Vergleich zum Beispiel, konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden [17]. Eine andere Strategie das Schrumpfverhalten herabzusetzen, wäre eine Matrix, die sich während der Polymerisation ausdehnt. Das bedeutet im besten Falle, dass man ein Expansionsverhalten verwenden würde, das dem Schrumpfverhalten eines Komposits entsprechen würde. Bailey und Sun verwendeten erstmals den Begriff „Expanding monomers“ (1972). Vertreter dieser Art von Monomeren sind die Epoxide (heterozyklische Moleküle mit Dreiringstruktur)[45]. Allerdings war dieses Ideal eher ein Wunschgedanke, weil die Realität so aussah, dass alle Werkstoffe nach gewisser Verweilzeit im Mund Wasser aufnehmen und es zu einer übermäßigen Expansion kommen könnte. Dies könnte die Gefahr von Schmelz-Infrakturen und Frakturen implizieren. Heute forscht man an Weiterentwicklungen dieser Idee. Die Spitze der Komposit-Matrix-Technologie auf dem derzeitigen Markt sind die sogenannten Silorane (Filtek Silorane, 3M Espe), die sich aus dem Verbund Siloxan/ Oxiran zusammensetzen und ringöffnende Systeme beinhalten. Sie zeichnen sich durch die sogenannte kationische Polymerisation aus, die sich von der ursprünglichen radikalischen Polymerisation in einer höheren Reaktivität unterscheidet und jene Photopolymerisation nicht terminiert [85]. So kann eine zuvor gelegte Siloran-Füllung jederzeit repariert werden. Zudem solle sich die Polymerisationsschrumpfungsrates um den Wert 1% linear bewegen [84]. Anders als bei den konventionellen radikalisch polymerisierten Kompositen muss bei den Siloranen ein spezielles Dentinadhäsiv verwendet werden, das aus Monomeren mit Epoxidgruppen bestehen muss um eine kationische Ankopplung an die Matrix zu gewährleisten [81].

Eine aktuelle Studie aus 2012 hat ein Siloran-basiertes Komposit mit einem methacrylatbasierten Komposit verglichen und festgestellt, dass das Siloran eine signifikant geringere Schrumpfrate und geringere Spannungswerte während der Lichtexposition aufweist. Hingegen sei die Spannungsrate nach Beendigung der Lichtzufuhr erheblich gestiegen. Zudem dauerte das Erreichen des Gelierpunktes länger, also das Erhärten des Kunststoffes, im Vergleich zum gegenübergestellten Komposit [74].

### **2.1.2 Komposit-Füllungen**

Die Erfindung der zahnfarbenen Restaurationsmöglichkeiten ist ein Meilenstein der zahnärztlichen Entwicklung. Zunächst nur unter ästhetischen Aspekten, vermögen heutige Komposit-Materialien viel mehr hinsichtlich mechanischer Belastung und Funktionalität (vgl. 2.1.1). Als eine minimal-invasive Methode der Kariestherapie steht die konservierende Versorgung durch eine Füllung stets am Anfang invasiven Eingreifens am Zahn. Sowohl im Frontzahnggebiet, als auch mittlerweile im Seitenzahnggebiet haben sich moderne Komposite zur Füllungstherapie bewährt. Die Verwendung metallisch glänzender Füllungsmaterialien wie Amalgam ist mittlerweile meist obsolet. So können auf direktem Wege in einer Sitzung schnell und einfach jene Füllungen gelegt werden. Man unterscheidet 2 Formen von Präparationen [74]. Bei einer Primärpräparation würde hierbei zunächst kariöses Gewebe entfernt werden, wohingegen bei einer Sekundärpräparation die zuvor gelegte insuffiziente Füllung aufgrund einer bestehenden Sekundärkaries exkaviert werden muss. Das Problem einer Sekundärpräparation wäre eine zunehmende Schwächung der Zahnhartsubstanz und der Höckerstabilität. So schön sich die Kompositversorgung auch der Zahnbeschaffenheit in Form und Farbe anpasst, so ungünstig verhält sich das vollständige Entfernen einer zahnfarbenen Füllung. Viel Substanz geht dadurch verloren, dass die eigentliche Zahnhartsubstanz von Kunststoff bei einer gut gelegten Füllung kaum zu unterscheiden ist. In diesem Fall wird die Zahnhartsubstanz so stark geschwächt, dass eine indirekte Einlagefüllung in Kombination mit der geeigneten Adhäsivtechnik hier Methode der Wahl wäre (vgl.2.1.3).

Neben den reinen Restaurationsmaßnahmen infolge einer Kariestherapie, kann man aber mittlerweile Komposit zum Ausgleich ästhetischer Mängel im Frontzahngebiet einsetzen. Diese Technik kann als Beispiel zum Schluss eines Diastema mediale angewendet werden. 5-Jahresstudien zeigten hierbei sehr schöne langzeitstabile Ergebnisse dieser Form der Komposit-Anwendung [60]. Dennoch muss man gewisse Problematiken beim direkten Versorgen von dentalen Kavitäten mit Komposit im Auge behalten. Und zwar zeigt sich bei jeder Polymerisation ein gewisses Schrumpfverhalten (vgl.2.1.1), dass innerhalb des Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbundes eine Spannungsentwicklung auslöst. Dieser sogenannte „Stress“ kann vermeintlich zu Spaltbildung führen [74, 137, 194]; eine Eintrittspforte für jegliche Art von Mikroorganismen der dentalen Flora („Mikroleakage“). Zu Beginn der Polymerisation können diese erzeugten Spannungen durch das visköse Fließverhalten des Komposits ausgeglichen werden. Doch sobald der Gel- Punkt erreicht ist, ist das Nachfließen noch nicht polymerisierter Monomere als Spannungsausgleich nicht mehr möglich [93]. Beschrieben sind drei Techniken, die einer solchen Stressentwicklung entgegenwirken können. Zum einen versuchte man mit „Softstartpolymerisationslampen“ mit reduzierter Lichtintensität die Zeitspanne bis zum Erreichen des Gel-Punktes zu verlängern, so dass das Komposit länger in einer elastischen Phase verbleibt. Zum anderen wurde mit einer gewissen Schichtungstechnik beim Einbringen des Komposits in die Kavität gearbeitet [91, 138]. Diese „Inkrementtechnik“ besteht aus mindestens 5 Schichten von Komposit zu je 1,5mm Schichtdicke (vgl. Abb.1). Nach Applikation einer Schicht wird jeweils polymerisiert. Zunächst wird hierbei der Kavitätenboden beschichtet, danach die Kavitätenwände und als letztes die zentral Aufsichtung bis hin zur okklusalen Gestaltung der Höcker.



Abb.1 Inkrementtechnik [46]

Grundlage dieser Mehrschichttechnik ist das Phänomen des Konfigurations-Faktors (C-Faktor). Dieser beschreibt das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Komposit-Oberfläche [57]. Dieser Wert wird umso höher, je mehr Komposit-Oberfläche fest mit Zahnhartsubstanz verbunden ist (vgl. Abb. 2).

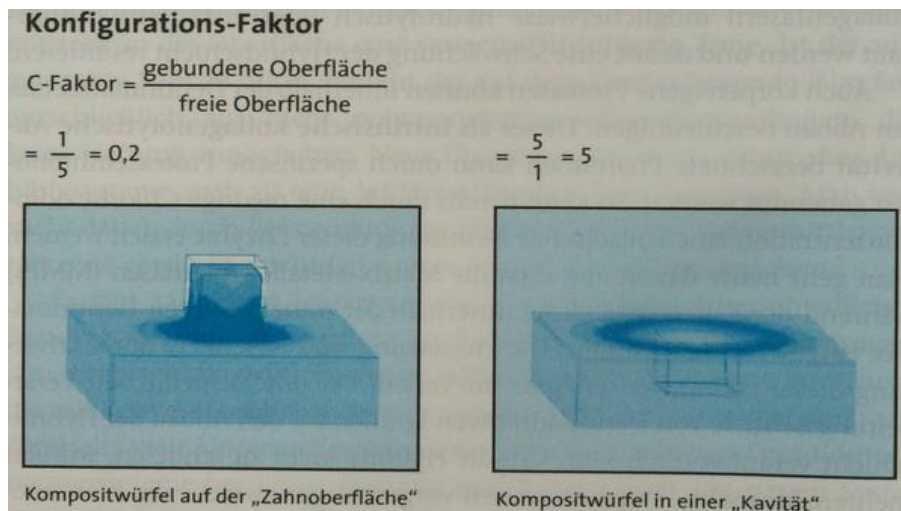


Abb.2 Der C-Faktor [74]

Mit zunehmendem C-Faktor steigt auch das Spannungspotential zwischen Komposit und Zahn [16, 113]. Studien belegen, dass flaches vertikales Applizieren gemäß der Inkrementtechnik Erfolg verspricht. Auf horizontales Schichten oder aber einschichtiges Füllen sollte verzichtet werden [126]. Die dritte Technik beschreibt das Einbringen eines fließfähigen „flowable“ Komposit vor Einbringen des stopfbaren Komposit-Materials [50, 91, 126]. Es soll einen elastischen Verbund zwischen Komposit und Kavitätenwand herstellen und derart die Spannungen zwischen den Medien minimieren [40]. Dennoch können keine exzellenten Ergebnisse bei der Restauration mit Komposit erzielt werden. Obwohl die Forschung in der Vermeidung des Schrumpfverhaltens weit vorangeschritten ist, muss ein Zahnarzt weiterhin diesen Nachteil in Kauf nehmen [67].



### **2.1.3 Komposit-Inlays**

Definitionsgemäß bezeichnen Inlays eine rein intrakoronal fixierte Einlagerrestauration, bei der die Kaufläche eines Zahnes nicht bedeckt ist im Gegensatz zu „Onlay- und Overlay-Restaurationen“, bei denen einerseits die gesamte Kaufläche und andererseits mindestens ein Höcker gefasst sind [52]. Jene werden in der Regel aus hoch gefüllten Feinpartikelhybridkompositen hergestellt [74]. Zahnfarbene direkte Komposit-Restaurationen manifestieren ihr Hauptanwendungsgebiet in kleinen und mittelgroßen Defektausdehnungen, wohingegen Komposit- oder auch keramische Einlagerrestaurationen bei mittelgroßen bis großen Kavitäten begünstigt eingesetzt werden [79, 124, 183]. Angesichts der vorausgehenden Präparation und Eingliederung sind sich beide Arten indirekter Inlays sehr ähnlich und der Anwendung direkter Komposit-Füllungen vorzuziehen [23]. Die Präparation wäre derart vorzunehmen, dass eine Mindestbreite und –tiefe von 1,5 mm eingehalten wird (in vestibulo-oraler / mesio-distaler Ausrichtung), nachdem selbstverständlich eine vorbestehende Karies vollständig exkaviert wurde [52, 74].

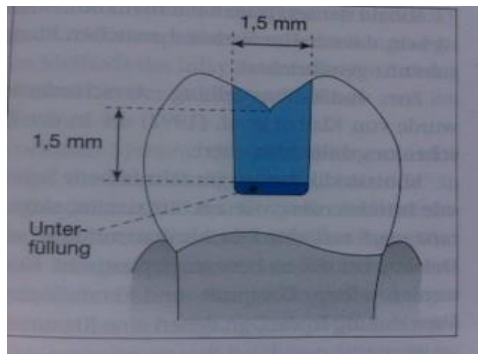


Abb.3 Präparation Inlay [74]

Im Falle einer notwendigen Aufbaufüllung mittels eines farblich von der Zahnhartsubstanz abgrenzbaren Kunststoffes (z.B. Venus flow Baseline, Haereus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland), sollte beachtet werden, dass alle Schmelzränder frei von Kunststoff sind, um einen optimalen adhäsiven und vorwiegend retentiven Verbund mit dem Zahnschmelz zu gewährleisten (vgl. 2.2). Weiterhin sollte beachtet werden, dass die Kavitätenwände ca.  $6-10^\circ$  nach okklusal divergieren und zur approximalen Oberfläche ein  $90^\circ$  Übergang geschaffen wird [57, 79]. Es dürfen bei Komposit, aber noch wichtiger bei Keramik-Präparationen keine spitzen Kanten angelegt werden. Dies würde die Fraktur-Gefahr des Inlays oder auch die Gefahr eines „Chippings“ deutlich erhöhen. Eine indirekte Restauration mittels eines Komposit-Inlays induziert mehrere entscheidende Vorteile gegenüber der direkten Füllung. Zunächst besteht ein Hauptanwendungsgebiet in der Versorgung Fraktur-gefährdeter Zähne z.B. durch eine großrahmige Füllung, die aufgrund einer Sekundärkaries entfernt werden musste. Es gilt als bestätigt, dass sowohl adhäsiv befestigte Keramik-, als auch Komposit-Inlays ein Frakturrisiko erheblich senken können, indem sie dem Zahn eine effektive Stabilität verleihen, die der Stabilität kariesfreier Zähne entspricht [42]. Dies konnte bei Amalgam- und direkten Komposit-Füllungen nicht bestätigt werden [66]. Eine Erhöhung der Höcker-Rigidität und Biegefestigkeit wurde nach einer adhäsiven Insertion von Komposit- und Keramik-Inlays laut einer Studie von 1990 eruiert, die aber nach einer in-vitro angewendeten thermozyklischen Prüfung qualitativ vermindert wurde [72].

Zudem wird durch die indirekte Inlay-Anfertigung ein signifikanter Nachteil der konventionellen Füllungstechnik umgangen: Die Polymerisationsschrumpfung. Dadurch, dass das Inlay laborgefertigt wird, ist das einzig eintretende Schrumpfungsvolumen rein auf den Befestigungszement beschränkt, sodass eine Randspaltbildung deutlich verringert ist im Vergleich zur Polymerisationsschrumpfung einer gesamten direkten Füllung. Eine Studie von 1991 belegt, dass der durch das Befestigungskomposit ausgelöste Schrumpf durch eine Einwärtsbiegung seitens der Kavitätenwände kompensiert werden konnte [103]. Ein weiterer Aspekt ist die genauere anatomische Formgebung der Versorgung. Während bei einer Füllung das Arbeitsergebnis des Behandlers aufgrund mannigfaltiger Faktoren wie z.B. Speichelfluss, Schluckverhalten und Zungenbewegung des Patienten erheblich in seiner Qualität beeinträchtigt werden kann, so kann der Techniker fernab dieser Hindernisse ein optisch und funktionell ansprechendes Ergebnis mit genauerer Randgestaltung formen [23, 43]. Ein weiterer Vorteil besteht in der Möglichkeit der extraoralen Nachvergütung. Dadurch werden innere Spannungen abgebaut und ein höherer Monomer-Polymer-Struktur-Umbau erzielt, sodass die Anzahl freier Bindungsstellen abnimmt [74]. Man unterscheidet hierbei drei Verfahren, die zur Anwendung kommen können [49]:

1. *Heißpolymerisation*: Das Inlay wird nach Modellation in siedendem Wasser rein heiß polymerisiert. Hierbei liegt eine Konversionsrate von etwa 90% vor, sodass nur wenige Doppelbindungen frei sind, an denen sich das Befestigungskomposit anlagern kann [47, 74, 124, 162, 193]. So kann es zu einem verfrühten Verschleiß der Klebefuge aufgrund mangelnden Komposit-Komposit-Haftverbundes kommen.

2. *Lichtpolymerisation*: Das Inlay wird hierbei mittels einer Polymerisationslampe oder in einer speziellen Lichtbox ausgehärtet. Die Konversion ist hier etwas geringer und zeigt einen Restdoppelbindungsgehalt von 25-40% [74]. Entsprechend verbessert sich der Haftverbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit.

3. *Kombinierte Licht- und Heißpolymerisation*: Die Polymerisationsrate liegt im Mittel der beiden anderen. Ob aber eine zusätzliche Nachvergütung wirklich die Materialeigenschaften des Kunststoffes vollends verbessern, bleibt strittig [114]. Eine Studie von 1992 verglich rein Licht-polymerisierte Inlays mit zusätzlich Hitze-

nachvergüteten Inlays auf Abrasionstabilität, Oberflächenbeschaffenheit und Randdichtigkeit. In letzteren 2 Punkten konnten die Hitze-nachvergüteten Inlays überzeugen, aber in Bezug auf Abrasionsfestigkeit konnten keine eindeutigen Ergebnisse hervorgebracht werden [114, 124, 196]. Nicht nur in der Art der Nachvergütung, sondern auch in der Art der Herstellung lassen sich Komposit-Inlays differenzieren:

*1. Direkte Herstellung im Mund:* Hierbei wird das Inlay im Munde des Patienten gefertigt. Zu diesem Zweck wird die definitiv präparierte Kavität mit einem speziellen Isoliermittel eingestrichen und darin, entsprechend der Inkrementtechnik in Schichten, das Inlay modelliert. Mittels einer Polymerisationslampe wird jenes dann ausgehärtet. Die Okklusion in Statik und Dynamik wird direkt am Patienten eingeschliffen. Im Anschluss wird das Inlay aus der Kavität wieder entnommen, poliert und nachvergütet entsprechend einer der oben genannten Methoden [64, 74]. Die Restauration kann innerhalb einer Sitzung eingegliedert werden.

*2. Indirekte Herstellung im Labor:* Diese Variante empfiehlt sich bei großrahmigen Restaurationen. Im Unterschied zu der direkten Methode, werden Abformungen von Oberkiefer und Unterkiefer, sowie eine Kieferrelationsbestimmung durchgeführt. Damit kann dann das Inlay von einem Techniker im Labor hergestellt, nachvergütet (Lichtbox) und eingeschliffen werden (Dynamik/ Statik). Diese Variante würde 2 Sitzungen am Stuhl in Anspruch nehmen [64, 74].

*3. „Semidirekte“ Herstellung:* Hiernach wird von der präparierten Kavität eine Abformung genommen, der mit Silikon ausgegossen wird. Auf dem Silikonmodell wird anschließend das Inlay gefertigt, nachvergütet und wiederum in der gleichen Sitzung inseriert [64, 74].

Vergleicht man die 3 genannten Formen der Inlay-Herstellung, so lässt sich sagen, dass bei der indirekten Methode der Patient kürzer auf dem Behandlungsstuhl sitzt, jedoch einen zweiten Termin einplanen muss. Die „semidirekte“ Methode hat sich, laut Literatur, nicht durchgesetzt [74]. Die direkte Methode hat den entscheidenden Vorteil, dass der Patient nur einmal zum Zahnarzt muss, jedoch in dieser Sitzung lange verharren muss. Außerdem ist eine Modellation im Munde aufgrund oben genannter Faktoren erschwert. So beschrieb ein Rückblick, dass die Langlebigkeit indirekter Komposit-Restaurationen im Wesentlichen von 3 Dingen abhängig ist: Material, Patient und Behandler. Die indirekten Restaurationen haben im Vergleich zu direkten Komposit-Füllungen eine signifikant geringere Verlustrate. Die Hauptgründe hierfür waren Sekundärkaries, Frakturen, Randundichtigkeiten, Abrasion und postoperative Hypersensibilitäten [107]. Einige klinische Studien gaben eine gute Bewertung der Restauration mit Komposit-Inlays als indirekte Versorgung ab. Exzellent sollte nach einer Zeit von 11 Jahren der Randschluss gewesen sein. Jedoch unterschied sich die Verlustrate aufgrund Sekundärkaries oder Frakturen von Komposit-Inlays und Komposit-Füllungen nicht wesentlich [191]. Selbst verglichen mit Keramik-Inlays konnten Komposit-Inlays ähnliche Werte in Studien belegen [23, 36, 185]. Keramik zeichnet sich durch seine Langlebigkeit und Abrasionsstabilität aus, ist aber hingegen schwieriger zu reparieren nach möglichen Chippings oder anderen Frakturen [79, 86, 94].

## 2.2 Adhäsiv-Technik

### 2.2.1 Prinzipien der Adhäsion

Definitionsgemäß beschreibt der Begriff „Adhäsion“ die Haftung zweier unterschiedlicher Substanzen aneinander, wenn diese in Kontakt gebracht werden [81]. Ein Adhäsiv ist demzufolge eine zwischengeschaltete dünnfließende Substanz, die bewirkt, dass zwei, nicht durchweg kontaktfähige, feste Substanzen (Adhärende) miteinander einen Haftverbund eingehen (adhäsionsfördernde Substanz). Entscheidend dabei ist, dass das feste Substrat eine hohe Oberflächenenergie und das Adhäsiv eine niedrige Oberflächenspannung aufweist, so dass sich das Adhäsiv auf der Kontaktfläche des Festkörpers ausbreiten kann. Man spricht auch von der „Benetzbarkeit des Substrates“ [57, 146]. Grundsätzlich wird in Bezug auf den Haftverbund zwischen einer mechanischen Retention und chemischer Haftung unterschieden. Das Verstehen der Adhäsionsphänomene steht im unmittelbaren Zusammenhang mit der Verwendung dentaler Adhäsive. Feste Materialien mit einer hohen Oberflächenenergie wie z.B. der humane Schmelz zeichnen sich durch einen hohen Schmelzpunkt und starken intermolekularen Kräften aus, wohingegen Komposit oder Dentin eine niederenergetische Oberfläche determinieren [11]. Die chemische Haftung liegt dann vor, wenn Elektronen von zwei Atomen genutzt werden und ionische Bindungen ausbilden. Eine solche Bindung wäre jedoch nur ermöglicht, sofern die partizipierenden Moleküle auf einen Abstand von ca. 0,7 nm einander angenähert würden [81]. Problematisch ist jedoch die Tatsache, dass zwei unterschiedliche Materialien zu einem Verbund zusammengebracht werden sollen, obwohl sie verschiedene Oberflächenbeschaffenheiten und Polaritäten aufweisen. Dies ist nur in Verbindung mit einem Adhäsiv möglich. Grundlage der mechanischen Retention ist das Einfließen des niedrig viskösen Adhäsives in die Mikroporositäten der Substratoberfläche. Eine sehr effektive Retention bildet die angeätzte Schmelzoberfläche (siehe 2.2.2 Haftung am Schmelz) [22, 146].

Nach der Präparation einer Kavität zur Aufnahme eines Inlays werden neben Schmelz- auch Dentin-Strukturen freigelegt. Wie ein adhäsiver Haftverbund an Schmelz und Dentin erzeugt wird, soll nachfolgende Ausführung (2.2.2 und 2.2.3) veranschaulichen.

### 2.2.2 Schmelzhaftung

Der humane Zahnschmelz (Enamelum) ist mit einer Brinellhärte von 300-350 HB die härteste Substanz des menschlichen Körpers, selbst härter als Knochen und Knorpel. Er umgibt als äußere Schicht die Zahnkrone und reicht bis zur Schmelz-Zementgrenze am Zahnhals. Aufgebaut aus 95% anorganischer-, sowie 1% organischer Matrix und 4% Wasser, zeigt der völlig zellfreie Schmelz eine Anreicherung an Apatitkristallen (hauptsächlich Hydroxylapatit[ $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ ]) sogenannte „Schmelzprismen“, die für den Haftverbund eine obligate Rolle spielen. Durch diese mechanischen Eigenschaften eignet er sich optimal für das Abbeißen, Kauen und Zerkleinern der Nahrung, sowie für den Schutz der Zahnpulpa, in der sensible Nerven und Gefäße enthalten sind [18, 19].

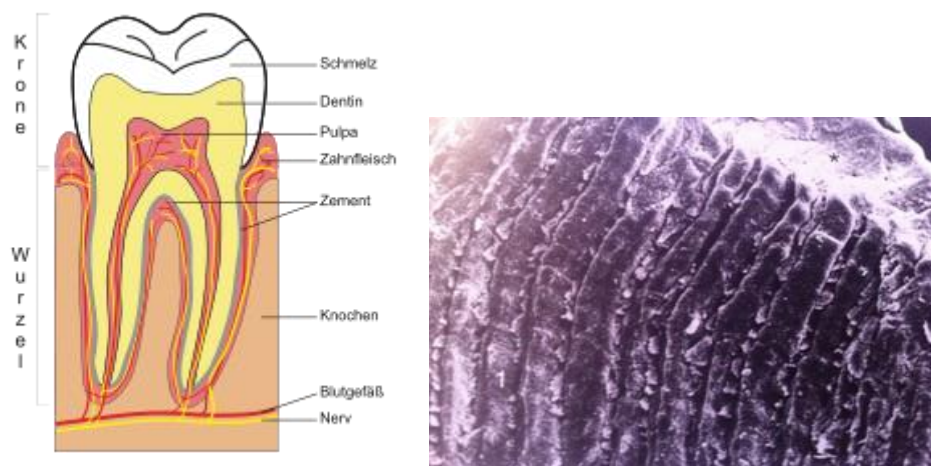


Abb.4.1 Anatomischer Aufbau Zahn (links)

Abb.4.2 REM-Bild Mikrostruktur humaner Zahnschmelz (rechts)

Um nun einen Haftverbund zwischen Komposit und Schmelz herstellen zu können, bedarf es einer gewissen Vorbehandlung der Schmelzoberfläche mittels der sogenannten „Schmelz-Ätz-Technik“. Als Vorreiter dieser Idee hat der Wissenschaftler Michael G. Buonocore 1955 erstmals eine Versuchsreihe an humanen Schmelzoberflächen durchgeführt. Hierbei behandelte er die Zähne für 2 min mit 85%iger Phosphorsäure, bevor er den Kunststoff applizierte und konnte somit wesentlich optimalere Werte des Kunststoff-Schmelz-Haftverbundes evozieren als ohne Vorbehandlung [23, 75]. Diese Technik findet in einer etwas modernisierten Form heute noch Anwendung. Und zwar wird heutzutage nicht 85%ige, sondern 37%ige Phosphorsäure in der Schmelz-Ätz-Technik für 30 Sekunden angewendet [68, 186]. Aufgrund der Säure werden aus dem Prismen-Zentrum Apatitkristalle herausgelöst, wohingegen die Prismen-Peripherie unversehrt erhalten bleibt und derart ein charakteristisches Ätzmuster hervorbringt. Jenes zeigt eine erhöhte Oberflächenenergie. Der Schmelz erscheint nach dieser Prozedur kreidig-weiß [143].



Abb. 5 REM-Aufnahme Schmelzätzmuster

Die Struktur des Schmelzes kann in dieser Situation auch mit einem Honigwabengitter verglichen werden. In das hervorgerufene mikrorетенitive Ätzmuster kann im Verlauf der weiteren adhäsiven Vorbehandlung nun ein niedrigvisköser Kunststoff appliziert werden. Der Kunststoff bildet kleine Zotten (=Tags) aus, die in die Mikrorетенitionen des Schmelzes greifen und im polymerisierten Zustand eine mechanische Retention widerspiegeln.



Der erzielte Haftverbund kann mittels eines Mikrozugversuches untersucht werden und belegt Werte bis zu 45 MPa [83]. Nun kommt die Schmelz-Ätz-Technik nicht nur vor einer restaurativen Füllungstherapie zum Einsatz, sondern auch bei z.B. prophylaktischen Fissurenversiegelungen. In diesem Fall wird der Schmelz mittels 37%iger Phosphorsäure für 60 Sekunden angeätzt. Studien belegen, dass der Einsatz von Fissurenversiegelungen im Kindesalter die Kariesprävalenz deutlich verringert hat [152]. Des Weiteren wurde festgestellt, dass das mechanische Aufrauen (mittels Diamantbohrer) vor Einsatz des Ätz-Gels in der Langlebigkeit der Versiegelung Vorteile mit sich brachte [122]. Mittlerweile unterscheidet man drei Techniken der Schmelz-Ätz-Technik in Kombination mit Adhäsiven. Eine dieser Methoden ist die „*Selektive-Etch*“-Variante. Hierbei wird ausschließlich der Zahnschmelz für 30 Sekunden mit 37%iger Phosphorsäure vorbehandelt und im Anschluss erst das Dentin. Bei der „*Etch and Rinse*“-Methode werden Schmelz und Dentin simultan angeätzt. Schließlich wurden auch verschiedene „*Self-Etch-Systeme*“ auf den Markt gebracht. In diesem Adhäsiv-System besitzt das Primer-Adhäsiv einen geringgradigen Säurecharakter (4% Maleinsäure). Die saure Monomer-Mischung vermag den sogenannten „*Smear Layer*“ (Schmierschicht aus zermahlener Zahnhartsubstanz und Zelldetritus) aufzulösen, sowie den darunterliegenden Schmelz/ das Dentin oberflächlich zu demineralisieren und zu penetrieren [58, 134, 157]. Zahlreiche Studien haben die verschiedenen Schmelz-Ätz-Techniken untersucht bzw. in Bezug auf die Bonding-Haft-Stärke und die Randqualität verglichen. Letztendlich haben die Systeme „*Etch-and-Rinse*“ bzw. „*Selective-Enamel-Etching*“ gemäß ihrer Resultate in diesen Eigenschaften dominiert [58, 68, 71]. Hat man hingegen beim „*Self-Etch-System*“ eine selektive Schmelzätzung vorgeschaltet, so verbesserten sich die Ergebnisse rapide bzw. wurden ähnliche Werte wie beim „*Etch-and-Rinse-System*“ angetroffen [48, 157].

Darüber hinaus ist Studien zufolge der Trend nach einem „1-Schritt-System“ wenig erfolgsversprechend [102]. Sowohl bei „*Etch-and-Rinse*“ (erhältlich als 2-,3- und 4-Schritt-System), als auch bei „*Self-Etch*“ (erhältlich als 1- und 2-Schritt-System) konnte eine mehrschrittige Technik den Haftverbund verbessern. Welches Adhäsiv-System jeder Zahnarzt wählt, ist häufig abhängig von persönlichen Vorlieben. Dennoch gilt als bestätigt, dass das Vorbehandeln mit Phosphorsäure ein wesentlich effektiveres und retentiveres Ätzmuster im Zahnschmelz evoziert. Deshalb werden „*Etch-and-Rinse*“-Techniken häufig bevorzugt zur adhäsiven Vorbehandlung bei indirekten Restaurationen verwendet oder aber bei Zähnen die noch einen großen Schmelzanteil besitzen. Bei direkten Restaurationen oder der Versorgung von Schmelz-abradierten Zähnen als Beispiel gebraucht man sich der „*Self-Etch-Technik*“, wo das retentive Schmelz-Ätzmuster weniger relevant ist [134].

### 2.2.3 Dentinhaftung

Der Hauptanteil des humanen Zahnes besteht aus Dentin (Substantia eburnea), das den dentalen Nerv (Zahnpulpa) umgibt. Man differenziert zwischen dem koronalen, von Schmelz umgebenen, Dentin und dem von Zahnzement bedeckten Wurzeldentin. Bestehend aus 70% anorganischem und 20% organischem Anteil, verfügt es über eine hoch organisierte kalzifizierte Matrix aus oberflächlichem Hydroxylapatit, die von einem darunterliegenden organischen Gerüst (Kollagennetzwerk) untermauert wird. Gebildet wird das Dentin zeitlebens durch Odontoblasten. Dies sind durch Dentinkanälchen verlaufende Zellfortsätze, deren Körper in der Zahnpulpa liegen und die dem Dentin, gegenüber dem Zahnschmelz, eine gewisse sensorische Funktion (Schmerz) verleihen z.B. bei einer tiefer gehenden Karies [15, 74].

Die Dentinkanälchen selbst werden vom sogenannten „peritubulären Dentin“ ummantelt, das die Kanalwände mit einem ausgeprägten Mineralisationsgrad auskleidet und im Laufe des Lebens an Masse zunehmen kann (sklerotisches Dentin). Zwischen den einzelnen Dentinkanälchen besteht ein kollagenes Fasergeflecht, welches als „intertubuläres Dentin“ bezeichnet wird.

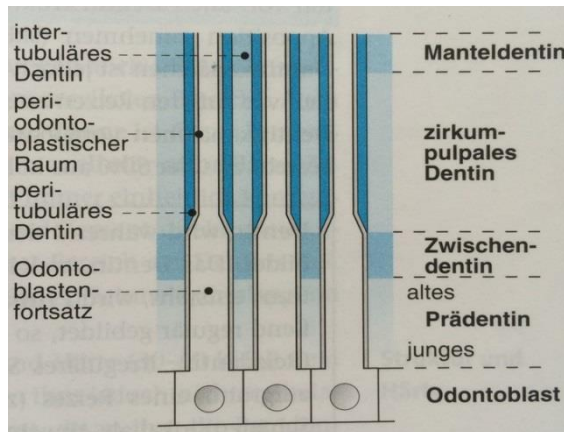


Abb.6 Schematischer Aufbau Dentin [74]

Darüber hinaus bringt die Dentinogenese drei Arten des Dentins hervor. Zunächst wird bis zum Abschluss des Wurzelwachstums das „Primärdentin“ ausgebildet. Als „Sekundärdentin“ bezeichnet man jene Struktur, die sich danach zeitlebens weiterentwickelt. Das „Tertiärdentin“ wird auch wegen seiner Entstehungsursache als Reizdentin bezeichnet. Es bildet sich aufgrund eines lokalen Reizes (Karies, iatrogene Schäden, Abrasion, Erosion usw.) als Schutz der Zahnpulpa. Durch diese Art „Notfall-Situation“ des Zahnes kann die Vitalität der Pulpa sehr lange gewährleistet werden. Mittlerweile gibt es Medikamente die einen positiven Effekt auf die Synthese von Tertiärdentin haben [15, 35, 105, 173, 189]. Die Forschung reicht derzeit bis auf die molekulare Ebene, um den Hintergrund der Entwicklung und die molekularen Regulationsprozesse zu ergründen [2, 104]. Durch die Anwesenheit von Dentinliquor innerhalb der Dentinkanälchen manifestiert das Dentin ein hydrophiles Medium. Jene Hydrophilie erschwert den effektiven Haftverbund zu hydrophoben Materialien wie es z.B. bei Komposit der Fall ist. Dementsprechend muss auch das Dentin auf gewisse Weise vorbehandelt werden, um mittels eines Adhäsivs den Haftverbund mit Komposit eingehen zu können [90, 149, 154].

Versiegelt jedoch das Adhäsiv nicht vollständig die Dentinkanälchen, so besteht eine offene direkte Verbindung von Dentinliqour zur Restauration. Aufgrund der internen Feuchtigkeit des Dentins, kann es derart zu Spalten zwischen Dentin und Restauration kommen. Diese Spalten vermögen eine Bakterieneintrittspforte („Mikroleakage“) zu induzieren, welches wiederum zu Hypersensibilitäten oder pulpalen Irritationen führen kann. Vor allem durch zu rasche intratubuläre Verschiebungen können nozizeptorische A-  $\delta$ -Fasern gereizt werden und so einen Schmerz auslösen [20, 139]. Einen anderen Aspekt manifestiert die Beseitigung des „Smear Layers“. Diese Schmierschicht wurde durch die Präparation des Zahnes evoziert und würde den Haftverbund negativ beeinflussen, da der Kunststoff nicht am Dentin, sondern an der mit „Smear-Layer“ infiltrierten Hybridschicht haften würde. Neuerdings hat man versucht die Oberfläche des Dentins vor der adhäsiven Behandlung („Self-Etch-Methode“) mit NaOCl oder HOCl zu deproteinisieren. Die Ergebnisse fielen positiv aus, da diese Vorbehandlung den Dentin-Komposit-Haftverbund bei der „Self-Etch-Technik“ verstärken konnte. Weitere Untersuchungen bleiben abzuwarten [102, 143, 146, 177, 184].

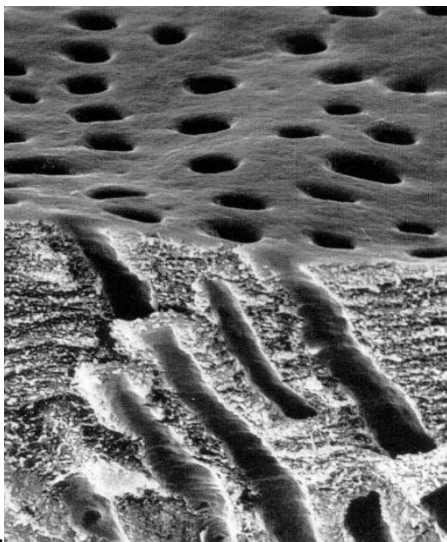


Abb.7 REM-Bild: Horizontal (oben)/Vertikal(unten) angeschnittenes Dentin

### 2.2.4 Adhäsiv-Systeme

Heute kommen zahlreiche Adhäsiv-Systeme in den dentalen Praxen zur Anwendung die durch Abfolge spezieller chemischer Flüssigkeiten den Schmelz und das Dentin zur Aufnahme einer Komposit-Restauration vorbereiten sollen. Die Abfolge setzt sich in den meisten Fällen aus einer Phosphorsäure, einem Primer 1, einem Primer 2 und einem Bonding-Agent zusammen (siehe Abb. 8). Die Phosphorsäure dient in erster Linie der Modifikation des Schmelzes, so dass ein niedrig visköser Kunststoff in die erschaffenen Mikroretentionen einfließen kann und derart zur Haftung von Komposit am Schmelz beiträgt [22, 154]. Hier stellt sich auch nicht die Problematik, dass hydrophil auf hydrophob trifft, da Schmelz nur einen sehr geringen Wasseranteil mit ca. 1% aufweist. So kann sich der Kunststoff problemlos an den Schmelz binden. Die Säure bewirkt im Dentin ein Herauslösen von Hydroxylapatit und Phosphaten aus der Dentinmatrix, was zu einer Instabilisierung der Kollagenfasern führt. Außerdem wird die aufgelagerte Schmierschicht effektiv entfernt. Die zurückgebliebene organische Matrix wird vom Primer bearbeitet. Entscheidende Aufgabe des Primers ist die Imprägnierung des Kollagengerüsts und das Schaffen einer benetzbaren Oberfläche. Die Penetration der angeätzten Dentinkanälchen mit amphiphilen Molekülen (HEMA/TEGDMA) wird durch das Adhäsiv oder Bonding Agent erzielt. Hierdurch soll ein stabiles Netzwerk aus Kollagenfasern und polymerisierten Monomeren entstehen [146]. Auf diese Weise kann zudem eine Verankerung im Dentin sowie eine Verbindung zum Komposit hergestellt werden. Jene Komposition aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff bezeichnet man auch als Hybridschicht [57, 127]. Wie schon in 2.2.2 angesprochen gibt es unterschiedliche Techniken und Formen von Adhäsivsystemen [192]. Man unterscheidet „*Selective-Etch*“ von „*Etch-and-Rinse*“ und „*Self-Etch*“-Systemen (Abb.8). Der Trend geht heutzutage immer mehr in Richtung Vereinfachung der Strategien. Das heißt eine 2-, 3- oder 4-Schritt-Technik wird von einem „One-Bottle-System“ abgelöst [75, 102, 149, 154]. „*Etch-and-Rinse*“, zu deutsch „Ätzen und Abspülen“, definiert ein Adhäsivsystem, dass aus zwei, drei oder vier Schritten aufgebaut ist.

Allen diesen Varianten gemeinsam ist das simultane Anätzen von Schmelz und Dentin mittels Phosphorsäure, die nach einer Einwirkzeit von 30 s im Schmelz und 15 s im Dentin gründlich abgespült wird. Im Anschluss daran wird im Falle einer „Zwei-Schritt-Technik“ ein Gemisch aus Primer und Bonding aufgetragen und lediglich verblasen (z.B. Prime&Bond NT). Bei der „Drei-Schritt-Technik“ wird nach dem Anätzen zunächst ein Primer (z.B. Adper Scotchbond-Multipose) oder ein Gemisch aus Primer 1 und Primer 2 (z.B. A.R.T. Bond) appliziert, woraufhin sich dann in einem dritten Schritt das Auftragen des Bonding Agents anschließt. Die „Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Methode“ zeichnet sich gegenüber ihren Vorgängern darin aus, dass die Substanzen des Primer 1 und des Primer 2 separat nacheinander aufgetragen werden [120, 171, 134]. Diese Technik kam auch im hiesigen Experiment, vertreten durch das Adhäsivsystem Syntac Classic (Etchant, Primer, Adhesive, Heliobond), zur Anwendung. Die „*Selective-Etch-Methodik*“ ist vom Grundprinzip ähnlich der „*Etch-and-Rinse-Technik*“ mit der Ausnahme, dass hierbei rein der Schmelz mit Phosphorsäure benetzt wird und das Dentin ausschließlich mit Primer und Bonding behandelt wird. Eine demgegenüber recht vereinfachte Form der adhäsiven Vorbehandlung stellt die „*Self-Etch-Technik*“ dar. Man differenziert zwischen einer „Ein-Schritt-“ und einer „Zwei-Schritt-Form“. Hat das System zwei Schritte, so wird zunächst ein selbstätzender Primer aufgetragen und danach das Bonding Agent (z.B. Clearfill Protect Bond). In solchen Primern wirkt die 4%ige Maleinsäure geringgradig ätzend und vermag die Schmierschicht aufzulösen. Sie ist jedoch der Phosphorsäure-Ätz-Methode immernoch unterlegen [48, 71, 108]. Lediglich durch das zusätzliche Vorbehandeln des Schmelzes mit Phosphorsäure konnten zufriedenstellende Ergebnisse bei „*Self-Etch*“ präsentiert werden [58, 157]. Bei der „Ein-Schritt-Methode“ kann es sich einerseits um ein Mischpräparat (z.B. Adper Prompt) oder um ein Einflaschensystem (z.B. iBond SE) handeln. Beiden gemein ist das einzeitige Behandeln von Schmelz und Dentin mittels einer zu applizierenden Substanz [11, 24, 57, 109, 134]. Forschungen auf diesem Gebiet sind aktuell noch etwas zwiegespalten. Einerseits manifestiert für viele immer noch die „*Drei-Schritt-Etch -and -Rinse-Technik*“ den Goldstandard [108, 171].

Andererseits zeigen „All-in-One Systeme“ in einigen Studien bereits ,wie z.B. das Prompt-L-Pop(ESPE), ähnliche Werte wie Materialien des Etch-and-Rinse-Systems, sofern sie mehrmals aufgetragen werden [3, 56, 147]. Dennoch liegen doch überwiegend Studien vor, die die überzeugende Effektivität eines „Mehr-Schritt-Etch-and-Rinse-Systems“ untermauern [24, 68, 143, 148]. Weitere Studien in diesem Bereich bleiben abzuwarten.

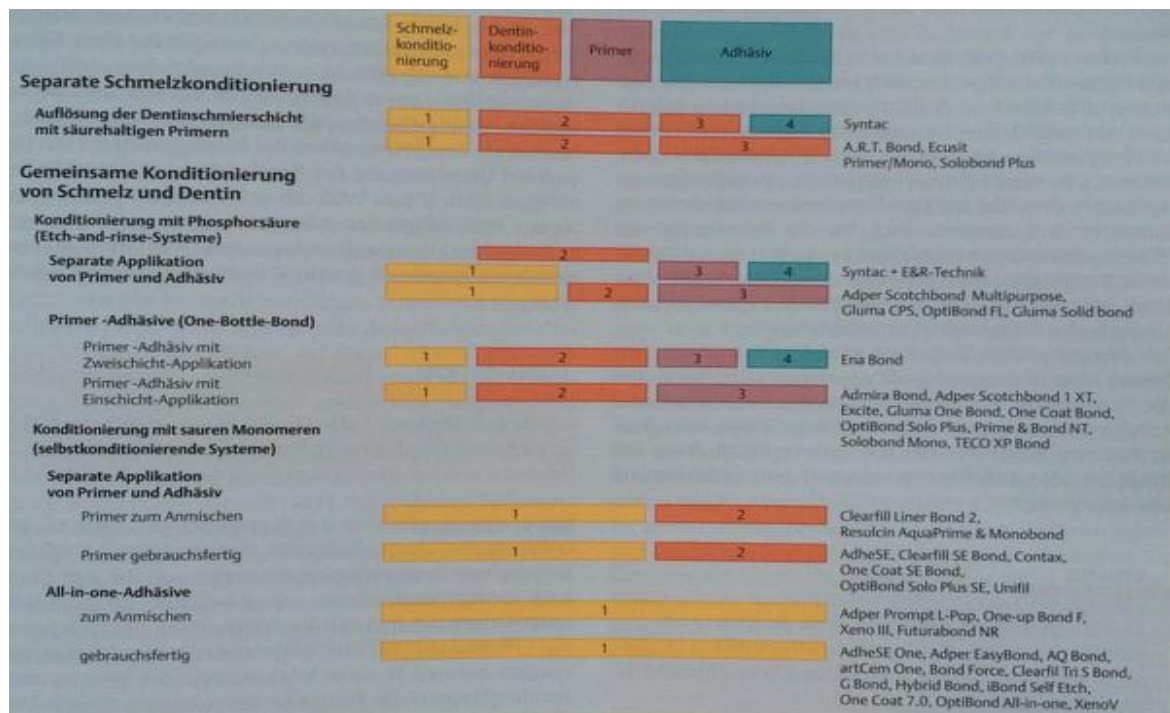


Abb.8 Klassifikation der Bondingsysteme [81]

## 2.3 Provisorische Zemente

### 2.3.1 Definition und Anwendungsgebiete

Zemente (lat.: caementum = Mörtel, Bruchstein) sind mineralische Stoffe, die unter Wasseraufnahme an Luft und auch unter Wasser steinartig erhärten und dann wasserbeständig sind (hydraulische Bindemittel) [81]. In der Zahnmedizin beschreiben Zemente harte und spröde Materialien, die aus der Mischung eines Oxid-Pulvers bzw. eines Glases (Zinkoxid bzw. Silikat/ Glasionomer) und einer entsprechenden Flüssigkeit (Phosphorsäure, Polycarbonsäure oder Eugenol) eine Verbindung eingehen. Abhängig von ihrer Zusammensetzung sind sie für unterschiedliche Anwendungsgebiete indiziert. Jene Anwendungsgebiete umfassen Befestigungen von Gold- oder Keramikronen bzw. Inlays (z.B. Zinkoxidphosphat-Zement oder dualhärtende Kunststoffe) sowie in einer dickeren Konsistenz provisorische Füllungsmaterialien (z.B. Glasionomerzement oder Hybrid-Ionomere). Zemente können des Weiteren für Unterfüllungen (z.B. Glasionomerzement oder Kalziumhydroxid = direkte/indirekte Überkappung), als Liner (Kalziumhydroxid) oder für temporäres Zementieren von Provisorischen Restaurationen verwendet werden [74, 81, 37, 77, 132]. Letzterer Indikation wäre an dieser Stelle in Bezug auf das vorliegende Experiment Aufmerksamkeit zu schenken. Für die provisorische Versorgung einer definitiv präparierten Kavität zur Aufnahme einer indirekten Restauration, ist die Applikation eines temporären Zementes obligat. Während dieser Zeit muss in der Kavität der bestmögliche mechanische und biologische Schutz garantiert werden, um die Vitalität der Pulpa sowie die Mineralisierung des Dentins zu gewährleisten [144, 155]. Eine geringe Lößlichkeitsrate sowie eine gute spaltfreie Haftung am Dentin als Schutz vor bakterieller Mikroleakage sollten diesen Zement auszeichnen. Dennoch sollte der Zement wieder leicht aus der Kavität zu entfernen sein und nicht den späteren adhäsiven Haftverbund stören [12, 99, 100]. Die im Versuch applizierten temporären Zemente waren Polycarboxylatzement, Zinkoxid-Eugenol-Zement und Eugenol-freier Zinkoxid-Zement.



### 2.3.2 Polycarboxylatzement

Polycarboxylate wurden 1968 erstmals von dem Wissenschaftler D.C. Smith entwickelt und zeichneten sich seither durch eine sehr gute Dentinhaftung als Hauptvorteil aus. Dieser Zement setzt sich aus einer 40-50%igen wässrigen Polyacrylsäurelösung sowie aus anorganischen Salzen mit Zink als Hauptbestandteil zusammen [97, 174, 197]. Zink ist ein essentielles Element, das für das Zellwachstum und die Zell-Differenzierung von entscheidender Bedeutung ist [34]. Durch jene Zink-Ionen aus dem Pulver werden die Carboxylgruppen der Polyacrylsäure verknüpft. Dadurch kommt es zum Aushärten des Zementes, wobei sich ein Schrumpfverhalten manifestiert. Es wurde nachgewiesen, dass Zink eine Affinität zu anorganischen Substanzen besitzt, so wie in diesem Fall zu Dentin [116]. Das gute Haftverhalten gegenüber dem Dentin liegt darin begründet, dass die zunächst freien Carboxylgruppen mit dem Calcium des Hydroxylapatits eine chemische Verbindung eingehen [81].

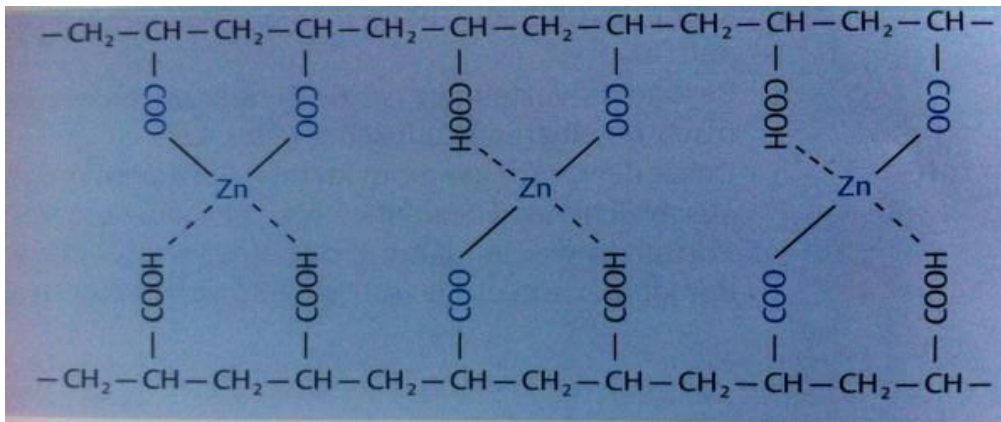


Abb. 9 Reaktion beim Abbinden von Carboxylatzement [81]

Haupteinsatzgebiet der Polycarboxylate sind definitive Unterfüllungen und Befestigungen sowie auch neuerdings retrograde Wurzelkanalfüllungen [37, 145]. Im Vergleich zu Zinkphosphatzementen, die ein ähnliches Indikationsgebiet einnehmen, weisen die Polycarboxylatzemente eine exzellente Biokompatibilität sowie ein respektables Entferungsverhalten auf. Jedoch sind sie den Phosphatzementen bezüglich ihrer Druckfestigkeit, der kurzen Verarbeitungszeit und dem Abbindeschumpfungsverhalten weitaus unterlegen (siehe Tab.3) [77, 129, 132]. 1990 wurde in einer Studie herausgefunden, dass sich die Inhaltsstoffe Zinkfluorid und Tannin vorteilhaft auf eine nachfolgende Komposit-Restauration auswirken können. Sie vermögen die Dentinkanälchen zu penetrieren und teilweise zu verschließen, wobei ein wertvoller Schutz der Pulpa aufgebaut wird. Würden diese Bestandteile aus dem Zement entfernt werden, so würde eine erhöhte Säureresistenz des Dentins sowie eine erhöhte Resistenz gegenüber proteolytischen Enzymen des Dentin-Kollagens entstehen [130]. Ein wesentlicher Vorteil gegenüber dem nachfolgenden Zinkoxid-Eugenol-Zement ist, dass sie den Dentin-Haftverbund nicht beeinflussen [37, 77].

### 2.3.3 Zinkoxid-Eugenol- und eugenolfreie Zinkoxidzemente

Eugenolhaltige Zemente werden aus einem Pulver mit 70 Gewichtsprozent Zinkoxid und 29% Harze sowie aus einer Flüssigkeit mit 38 Gewichtsprozent Eugenol zusammengemischt. Das im Experiment verwendete Temp Bond™ (Fa. Kerr Hawe, Bioggio, Schweiz) wird nicht aus Pulver und Flüssigkeit, sondern aus einer Basis- und einer Katalysatorpaste zusammengemischt [74]. Die Basispaste besteht hauptsächlich aus Zinkoxid und zusätzlich beigemischem Zinkacetat, wohingegen die Katalysatorpaste aus Eugenol (bei eugenolhaltigen Zementen),  $C_{10}H_{12}O_2$ , 4-Allyl-2-methoxyphenol und pflanzlichen Ölen zusammengesetzt wird [21]. Eugenol selbst ist mit 80% Hauptbestandteil des Nelkenöls und vermag es mittels Zinkoxid einen Chelatkomplex zu bilden.

Dies ist das sogenannte „Zinkeugenolat“.

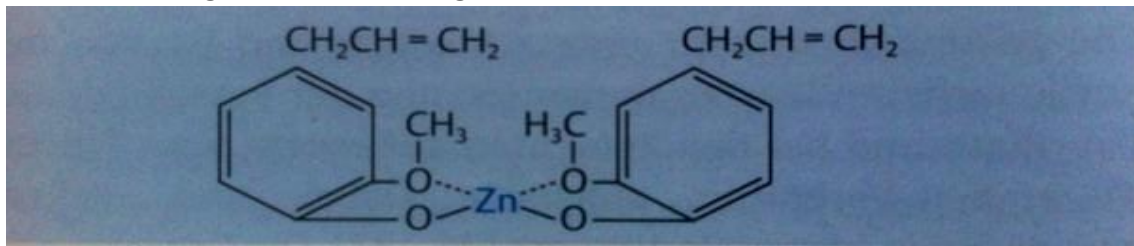


Abb.10 Zinkeugenolat [81]

Im Falle eines „Non-Eugenolzementes“ würden anstelle des Eugenols höhere Fettsäuren, Carbonsäuren oder auch Harze mit Säuregruppen hinzugefügt werden [81]. Allgemein stoßen Zinkoxid-Eugenolzemente gegenüber dentalen Geweben auf sehr gute Akzeptanz. Nicht zuletzt wegen ihrer schmerzlindernden, bakteriostatischen und antiseptischen Wirkung heben sie sich deutlich von Konkurrenzmaterialien ab. Jedoch würde ein zu hoher Anteil des Eugenols eine zytotoxische Wirkung gegenüber des pulpalen Gewebes entfalten [110]. Studien belegen, dass reines Eugenol für gingivale Fibroblasten toxisch wirkt. Wenn es aber zu Konzentrationen unter  $1,9 \mu\text{Mol}$  verdünnt wird oder aber die Dentindicke eine Mindestdicke von  $0,5 \text{ mm}$  aufweist, bestünde diese Gefahr nicht [65, 190]. Des Weiteren hat man einen Unterschied zwischen dem Einfluss von Zinkoxid-Eugenol-Zementen (ZOE) an in-Vitro und an in-Vivo- Versuchszähnen darlegen können. Bei in-Vitro-Versuchen wurde eine Toxizität des Materials bestätigt, wohingegen in-Vivo verschiedene Dentin-Proteine eine protektive Rolle spielen. Dazu wurden Testreihen an bovinen Zähnen durchgeführt. Im lebenden Organismus zeigte sich, dass bestimmte Serumalbumine (BSA) einen Schutz vor der Zytotoxizität des Zinkoxid-Eugenolzementes bieten. Wurden lebende Zellen im Vergleich dazu aus dem Organismus entfernt und mit ZOE in Verbindung gebracht, so war die Reaktion tödlich für die pulpalen Gewebezellen [167]. Um die dennoch bestehende Toxizität zu reduzieren versuchte man den ZOE-Zementen dimerisiertes Bis-Eugenol zu applizieren. Dies führte zu einer verringerten Toxizität des Materials, während die mechanischen Eigenschaften weder verbessert noch verschlechtert wurden [61].

Fernab davon wirken ZOE auch als gute Isolatoren und bessere Versiegelungsmaterialien verglichen mit Zink-Phosphat-Zementen. Jedoch finden sie aufgrund ihrer schwachen mechanischen Eigenschaften (Tab.3) vorwiegend als temporäres Befestigungs- oder Füllungsmaterial in der Zahnmedizin Verwendung [21]. Ein wesentlicher Nachteil der Zinkoxid-Eugenol-Zemente ist auch der negative Einfluss des Eugenols auf die Polymerisation von nachfolgend einzubringenden Komposit-Restaurationen. Da die Phenol-Gruppen des Eugenols freie Radikale abzufangen vermögen, wird auf diese Weise die Polymerisation von Methylacrylatmonomeren inhibiert [81, 128]. Die meisten Wissenschaftler, die in diese Richtung forschen, sprechen von einer verminderten Dentin-Bonding-Stärke vor allem bei nachfolgender Applikation eines „*Self-Etch- Adhäsivs*“ [27, 144, 155]. Dennoch sind andere Forscher vom Gegenteil überzeugt. Gerade neueste auf den Markt gekommene Adhäsiv-Systeme wie z.B. „Prime&Bond NT“ oder „Gluma“ sollen keinerlei Einfluss auf den Haftverbund ausüben [150, 200]. Weitere Studien bleiben abzuwarten. Generell gehen mit temporären Zementen befestigte provisorische Kronen das Risiko der Zementauswaschung (erhöhte Löslichkeitsrate), der dadurch bedingten verminderten Retention, der bakteriellen Zementspaltinvasion und einer potentiellen Sekundärkaries (bei längerer Tragezeit) ein. Zahlreiche Strategien wurden entwickelt, um diesen Risiken zu entgegnen. Eine effektive Methode der mechanischen Retentionssteigerung sei das Beimischen von Zinnfluorid ( $\text{SnF}_2$ ). Dieser Effekt wurde jedoch lediglich bei eugenolfreien Zinkoxid-Zementen erzielt [100, 188]. Leider verschlechterte sich dadurch auch die Löslichkeitsrate der Zemente vermehrt, wobei natürlich nun in Erwägung gezogen werden müsste, welche Eigenschaft mehr von Nutzen ist für temporäre Zemente. Auch der Zusatz von Petrolatum in temporären Zementen soll angeblich zu einer dauerhaft verbesserten Retention führen, wobei auch hierbei der Effekt bei eugenolfreien Zementen gegenüber Eugenolhaltigen deutlich verstärkt sei [131]. Ein anderer Ansatz war der Zusatz von Chlorhexidin-Diazetat, ein antibakterielles Agens. Derart konnte in Verbindung mit dem temporären Zement „Freegenol“ ein gesteigertes Retentionsverhalten manifestiert werden.

Sowohl bei „Temp Bond“ als auch bei „Temp Bond NE“ war dies nicht signifikant. Die Rate der bakteriellen Randinvasion konnte jedoch bei keiner der provisorischen Zemente beeinflusst werden [99]. In Bezug auf dieses sogenannte „Mikroleakage“ wurde die Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis von Pulver zu Flüssigkeit deklariert. Je mehr Flüssigkeitsanteil in diese Mischung eingebracht würde, desto höher wäre die Rate des „Mikroleakage“ [198]. Letztlich unterliegen Zinkoxid-Eugenolzemente aufgrund der aufgeführten negativen Eigenschaften, derer von Zinkphosphat-, Polycarboxylat- oder Glasionomer-Zementen. Deshalb sind sie weiterhin lediglich zum temporären Befestigen von Restaurationen im Gegensatz zu oben genannten anderen Materialien geeignet [112]. Eine Weiterentwicklung mit dem Ziel der Verbesserung mechanischer Eigenschaften von Zinkoxid-Eugenol-Zementen waren die „EBA-Zemente“. Die Flüssigkeit dieser modifizierten ZOE-Zemente besteht zu 32% aus Eugenol und zu 68% aus Ortho-Ethoxy-Benzoesäure (ethoxy-benzoic acid = EBA). Dadurch wird eine erhöhte Druckhaftigkeit, sowie eine gesteigerte Filmdicke erzielt. Hiermit können seither sogar retrograde Wurzelfüllungen bewerkstelligt werden [6, 169, 172].

	Abbindezeit bei 37°C (min)	Lineare Abbindeschrumpfung (10 <sup>-2</sup> %)	Druckfestigkeit (MPa)	Lößlichkeit nach 24h (Masse-%)
Phosphatzement	6-9	20-160	80-140	0,05-0,2
Polycarboxylatzement	-	210-360	55-80	0,03-0,8
Zinkoxid-Eugenol- Zement	-	30-85	14-40	0,02-0,1
EBA-Zement	6-10	12-24	70-100	0,05

Tab. 3 Physikalische und chemische Werte von Zementen im Vergleich [81]

### 3. Zielsetzung und Arbeitshypothesen

Das Ziel dieser Studie war es herauszufinden inwieweit provisorische Versorgungen mit unterschiedlichen temporären Zementen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Verbund bei Komposit-Inlays haben. Zu diesem Zweck wurden 3 verschiedene temporäre Zemente in einer In-Vitro-Studie an tertiären Molaren geprüft und unterschiedliche Entfernungsmethoden dieser Zemente angewendet. Dies sollte die Phase der temporären Provisorien-Versorgung simulieren. In diesem Zusammenhang aufzustellende Hypothesen, die es zu untersuchen gilt, wären:

*1. Das Einbringen unterschiedlicher temporärer Zemente während der Provisorien-Tragezeit hat Einfluss auf den Komposit-Dentin-Verbund bei Komposit-Inlays.*

*2. Der Einfluss der temporären Zemente auf den Komposit-Dentin-Verbund bei Komposit-Inlays ist abhängig vom jeweiligen Zement.*

*3. Der Einfluss der Provisorien auf den Komposit- Dentin- Verbund ist abhängig von der Methode des Entfernens des jeweiligen Zementes.*

Als Kontrolle dienen 3 Gruppen, bei denen keine Vorbehandlung mit provisorischen Zementen durchgeführt wurde.

## 4. Material und Methoden

### 4.1 Studiendesign

#### 4.1.1 Deskriptive Beschreibung des Versuchsablaufs

Um dieser Fragestellung auf den Grund zu gehen, wurde zunächst bei 48 extrahierten, kariesfreien tertiären Molaren eine konische Klasse-I-Kavität präpariert und eine Einteilung in 12 Gruppen vorgenommen. In diesen Kavitäten wurden anschließend Komposit-Inlays gefertigt (Venus Diamond PLT Refill, Fa. Haereus, Hanau, Deutschland). Nachdem diese Inlays wieder entfernt wurden, wurden in den meisten Versuchsgruppen unterschiedliche zu testende provisorische Zemente auf den Kavitätenböden appliziert und anschließend diverse Strategien zur Entfernung dieser Zemente aus der Kavität angewandt.

Diese Vorgehensweise sollte den Arbeitsvorgang eines Zahnarztes nach definitiver Präparation eines Zahnes zur Aufnahme eines Inlays und vor bzw. nach Aufnahme eines Provisoriums simulieren, während das definitive Inlay im Labor zu dieser Zeit angefertigt wird.

Als provisorische Zemente wurden folgende 3 in diversen Gruppen verwendet: Zum einen „Temp Bond™“ (Fa.Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz), das eugenolfreie „Temp Bond NE™“ (Fa.Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz) sowie „UltraTemp®“ (UltraTemp Regular Set Kit, Ultradent Products Inc., Utah, USA). Jene Zemente wurden dann jeweils entweder mit einem Scaler, mit Scaler und einem Bismehl-Wasser-Gemisch oder mittels eines intraoralen Sandstrahlers (Rondoflex plus 360, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) aus der Kavität entfernt. Im Anschluss daran wurden die Komposit-Inlays in den Kavitäten definitiv befestigt. Hierbei wurde als Adhäsiv-System das Vier-Schrittssystem „Syntac® Classic“ (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) verwendet.

Im nächsten Schritt wurden die mit Inlays versehenen tertiären Molaren mittels einer speziellen Säge (Isomet 1000 Precision Saw, Fa.Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) zuerst in Scheiben und dann in Stäbchen geschnitten. Diese Stäbchen, bestehend aus einem Dentin- und einem Komposit-Anteil, wurden einer Mikrozugfestigkeitsprüfung (Microtensile, MTD-500Plus, SDMechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) unterzogen. Die dabei entstandenen Dentin-Bruchstücke wurden mittels eines Rasterelektronenmikroskops (REM, Fa. Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande) auf die charakteristische Oberflächenbeschaffenheit untersucht.



## 4.1.2 Schematische Darstellung des Versuchsablaufs

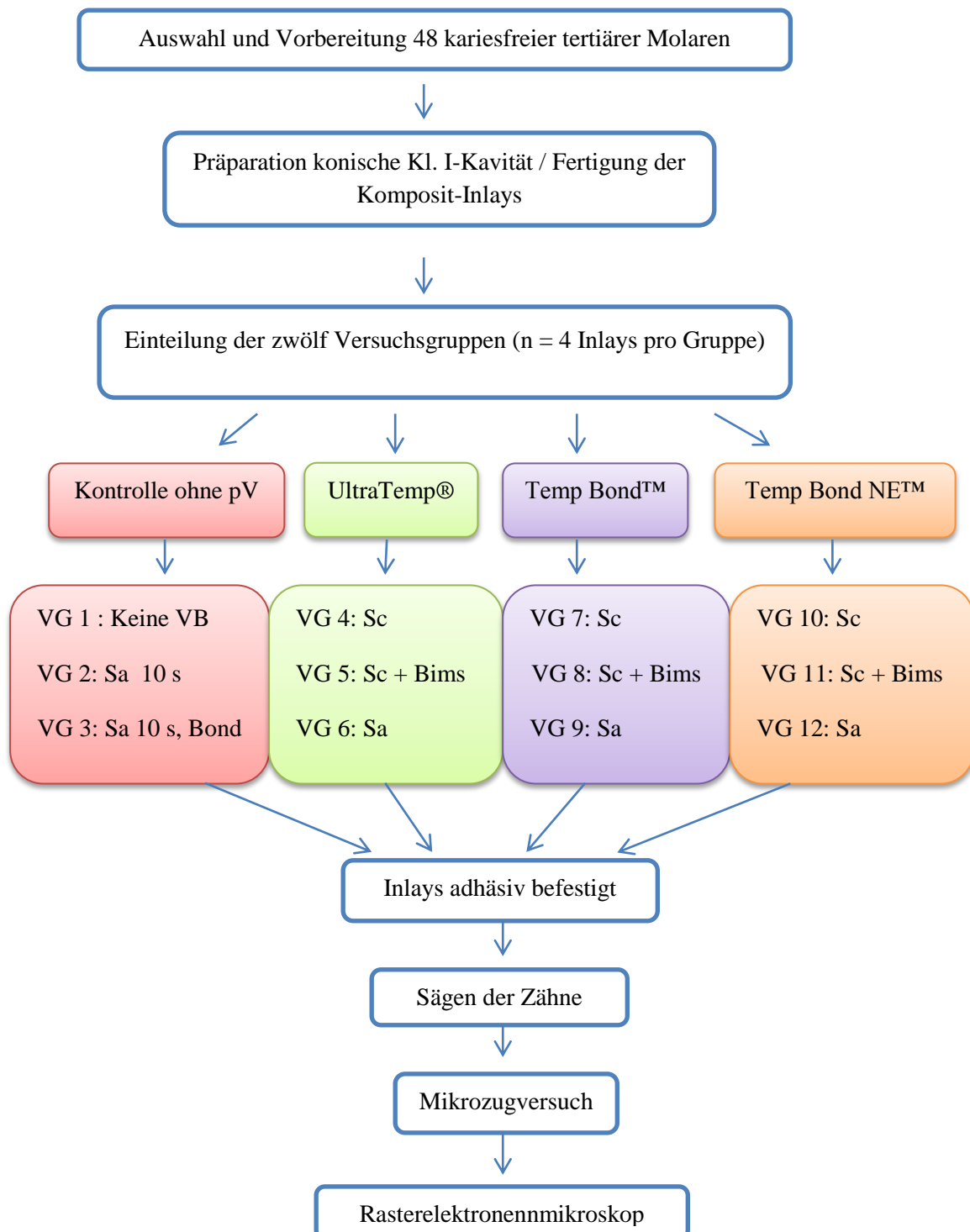


Abb. 11 Schematischer Aufbau des Versuchs

### Abkürzungsverzeichnis:

n : Anzahl der Gruppen

VB.: Vorbehandlung

Sa: Sandstrahler( Rondoflex plus 360,KaVo Dental GmbH,Biberach,Deutschland)

Sc: Scaler (SH 6/7,Fa. Hu-Friedy,Leimen,Deutschland)

Bims: Bismehl

pV: provisorische Vorbehandlung

## **4.2 Prüfkörperherstellung**

### **4.2.1 Auswahl und Vorbereitung der Zähne**

Es wurden vorab in unterschiedlichen oralchirurgischen- und nicht oralchirurgischen Praxen 48 karies- und füllungsfreie tertiäre Molaren gesammelt, die teilweise ein noch nicht abgeschlossenes Wurzelwachstum aufwiesen. Jene Zähne wurden zunächst in einem mit Thymol-Lösung gefüllten Glas desinfiziert und anschließend manuell mittels Zahnbürste und Scaler (H6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland) von restlichem Parodontalgewebe, Zahnstein sowie zum Teil Knochen gesäubert.

#### 4.2.2 Präparation der Zähne

Alle 48 Versuchszähne wurden mittels eines konischen Diamanten (Fa.Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. K G., Lemgo, Deutschland) mit einer konischen Klasse-I-Kavität versehen. Die Präparationsgrenze wurde bis zu den Höckerspitzen und Randleisten des Zahnes ausgedehnt. Die Präparationstiefe wurde auf 2 mm standardisiert festgesetzt.

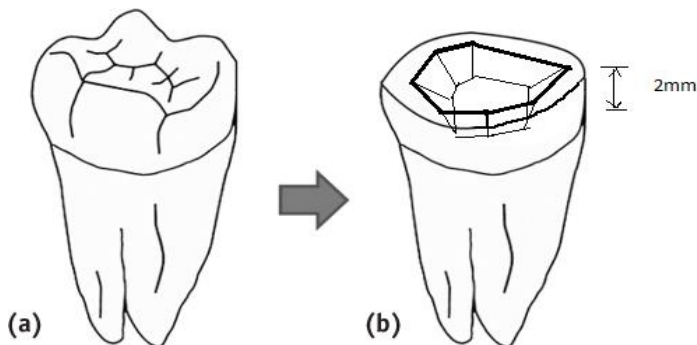


Abb.12 a: Versuchszahn unpräpariert/ b: Versuchszahn präpariert (Kl.I-Kavität, konisch)

#### 4.2.3 Herstellung der Komposit-Inlays

In die Kavität der präparierten Zähne wurde im nächsten Schritt mit einem „Microbrush“- Miniaturpinsel Vaseline zur Isolation eingestrichen. Anschließend wurde das universell lichthärtende Nano-Hybridkomposit Venus® Diamond PLT Refill der Farbe A2 (Fa.Haereus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) in die Kavität eingebracht. Dies geschah entsprechend der Inkrementtechnik in mehreren Schritten mit kleineren ca. 1,5mm dicken Schichten mittels eines Heidemannspatels (Fa. Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland). Nach jeder Schicht wurde das Material mit einer Polymerisationslampe (Elipar 2500 3M ESPE Wellenlänge 400-500nm) 20s ausgehärtet. Nach dem Erhärten der letzten Schicht wurde das Inlay aus der Kavität entfernt und für weitere 20s unter das Polymerisationsgerät gehalten. Die fertigen Inlays wurden dann okklusal beschriftet (siehe Abb.3) und zusammen mit dem dazugehörigen Zahn in separate mit 0,9%iger Kochsalzlösung gefüllte Gläser gelegt, bevor der nächste Schritt durchgeführt wurde.

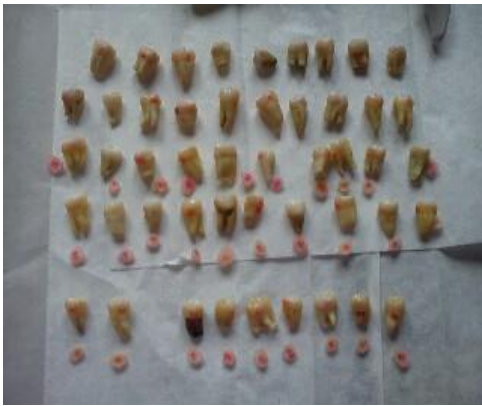


Abb.13 Komposit-Inlays hergestellt

Abb.14 Inlay-Komposit Venus® Diamond

Produkt	Hersteller	Komposit-Art	Zusammensetzung
Venus® Diamond PLT Refill Chargennummer: 010029N	Fa. Haereus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland	Lichthärtender Nano- Universalkomposit, radioopak	TCD-DI-HEA, UDMA, 64Vol-%-Füllstoff, 5nm-20µm, Barium Aluminium Fluorid- Glas, diskrete Nanopartikel

Tab.4 Materialinformation gemäß Herstellerangaben (Gebrauchsanweisung)

#### 4.2.4 Einteilung in Versuchsgruppen

Wie schon oben in Abb.11 veranschaulicht wurden die 48 tertiären Molaren auf 12 Gruppen zu je 4 Zähnen aufgeteilt. Die Gruppen 1-3 manifestieren die Kontrollgruppen, welche keine Vorbehandlung durch einen provisorischen Zement erhalten haben. Gruppe 1 wurde auch anderweitig nicht behandelt. In Gruppe 2 wurde ein 10 sekundliches Sandstrahlen vorab durchgeführt und bei Gruppe 3 zu dem Sandstrahlen (10s) noch eine Applikation mit Heliobond (Syntac Classic, Fa.Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland). In Gruppen 4,5 und 6 wurde der provisorische Zement „UltraTemp®“ (UltraTemp Regular Kit Set, Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah) in die Kavität vorab eingebracht und auf unterschiedliche Weise wieder entfernt (siehe Abb.1). In Gruppen 7,8 und 9 wurde „Temp Bond™“ (Fa. Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz) appliziert und entsprechend den Gruppen 4,5 und 6 wieder entfernt. Die Gruppen 10,11 und 12 schließlich wurden mit „Temp Bond NE™“ (Fa. Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz) vorbehandelt. Dieser Zement wurde auch ebenso auf verschiedenem Wege wieder entfernt. Dies wird in folgender Auflistung noch einmal zusammengefasst.

##### **Gruppeneinteilung: (n=4 Inlays pro Gruppe)**

1. Kontrolle ohne pV: keine Vorbehandlung
2. Kontrolle ohne pV: Sandstrahlen 10s
3. Kontrolle ohne pV: Sandstrahlen 10s, Helibond 20s aushärten
4. UltraTemp: mit Scaler entfernt
5. UltraTemp: mit Scaler und Bismsmehl entfernt
6. UltraTemp: Mit Sandstrahler entfernt
7. Temp Bond: mit Scaler entfernt
8. Temp Bond: mit Scaler und Bismsmehl entfernt
9. Temp Bond: mit Sandstrahler entfernt
10. Temp Bond NE: mit Scaler entfernt
11. Temp Bond NE: mit Scaler und Bismsmehl entfernt
12. Temp Bond NE: mit Sandstrahler entfernt

## 4.2.5 Applikation der provisorischen Zemente

### 4.2.5.1 UltraTemp®

Zunächst wurden die Kavitäten der Zähne ausreichend trocken gepüstert. Entsprechend obiger Einteilung wurden die Kavitätenböden der Zähne aus den Gruppen 4,5 und 6 mit dem temporären Polycarboxylat-Zement UltraTemp® ca. 1-2 mm dick ausgestrichen. Dieses Material wurde mittels einer Anmischkanüle, die im UltraTemp® Regular Set Kit enthalten war, appliziert und mit dem oben genannten Polymerisationsgerät für 4-5min ausgehärtet.



Abb.15 UltraTemp® (LOT B6 H R M, Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA)

#### 4.2.5.2 Temp Bond™

In ähnlicher Art und Weise wurden die Kavitätenböden der Versuchszähne aus den Gruppen 7,8 und 9 behandelt. Hierbei war das zu applizierende Material der temporäre Zinkoxid-Eugenol-Zement Temp Bond. Das Material wurde aus zwei Pasten (Basis und Katalysator siehe Abb.15) auf einer kleinen Unterlage 30s lang angemischt. Das Mengenverhältnis von Basismaterial zu Katalysatormaterial beträgt 1:1. Anschließend konnte es mit Hilfe eines Heidemannspatels in die Kavität eingebracht werden. Zur Beschleunigung der Abbindezeit konnte man auch dieses Material mit dem Polymerisationsgerät härten.



Abb.16 Temp Bond™ (LOT 3742856, Fa. KerrHawe, Schweiz)

#### 4.2.5.3 Temp Bond NE™

Gleichermaßen wie bei dem Experiment mit Temp Bond, wurden die Kavitäten der Zähne aus den Gruppen 10,11 und 12 mit dem temporären eugenolfreien Zinkoxid-Zement Temp Bond NE behandelt (siehe 4.2.5.2) und anschließend ausgehärtet.



Abb.17 Temp Bond NE™ (LOT 3344068, Fa.KerrHawe S.A., Schweiz)

#### 4.2.6 Entfernen der applizierten Zemente

Im nächsten Schritt des Experiments werden die eingebrachten Zemente auf unterschiedlichem Wege aus der Kavität entfernt.

##### Entfernungsmethoden:

Scaler	Scaler und Bismehl	Sandstrahler
Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6
Gruppe 7	Gruppe 8	Gruppe 9
Gruppe 10	Gruppe 11	Gruppe 12

Tab.5 Entfernungsmethoden

##### 4.2.6.1 Entfernen mit Scaler

Die provisorischen Zemente in den Kavitäten der Zähne aus den Gruppen 4,7 und 10 wurden mittels eines Scalers (H6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland) entfernt. Dabei wurde beobachtet, dass sich das Material UltraTemp® eher etwas schwieriger entfernen ließ und von der Konsistenz eher porös war, wohingegen sowohl die Materialien Temp Bond™, als auch Temp Bond NE™ nahezu in einem Stück zu entfernen waren. Die Konsistenz der letztbeschriebenen Zemente war weich-elastisch.



Abb.18 Scaler (H6/7,Fa. Hu-Fiedy,Leimen,Deutschland)



#### 4.2.6.2 Entfernen mit Scaler und Bimsmehl

Das hierbei hinzukommende Material Bimsmehl (Körnung 3/0) wurde mittels eines kleinen am Winkelstück befestigten Reinigungsbürstchen in Kombination mit ein wenig Wasser in die Kavität eingebracht. An den Zähnen der Gruppen 5, 8 und 11 (Tab.4) kam diese Methode zur Anwendung. Bei dem Material UltraTemp® war dieses Mittel von Vorteil, weil die zurückgebliebenen Reste des porösen Materials hiermit schnell zu entfernen waren. Bei den provisorischen Zementen Temp Bond™ und Temp Bond NE™ konnte das Material zuvor bereits mit dem Scaler wirksam exkaviert werden.



Abb.19.1 Bimsmehl / Abb.19.2 Bürstchen

#### 4.2.6.3 Entfernen mit Sandstrahler

Als weiteres Entfernungsinstrument wurde an dieser Stelle das intraorale Sandstrahlgerät „KaVo Rondoflex plus 360“ (KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) verwendet. Als Pulver kam Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) mit der Körnung  $27\mu\text{m}$  zum Einsatz. Bei den Zähnen der Gruppen 6, 9 und 12 wurde dieses Instrument eingesetzt, sowie bei den Kontrollgruppen 2 und 3 zur Vorbehandlung. Hierbei ließ sich feststellen, dass mit Hilfe des Rondoflex das Material UltraTemp® schnell und sauber aus der Kavität des Zahnes entfernt werden konnte. Bei den Materialien Temp Bond™ und Temp Bond NE™ war die Anwendung des Sandstrahlers weniger effektiv.



Abb.20 Rondoflex plus 360 (KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland)

#### 4.2.7 Vorbereitung der Kavitäten vor Insertion der Komposit-Inlays

##### 4.2.7.1 Sandstrahlen der Kavitäten

Die Kavitäten aller 48 Versuchszähne werden an dieser Stelle noch einmal 5s mit dem Sandstrahler Rondoflex bearbeitet und danach mit Hilfe eines Luftpüsters von übrigen Sandrückständen gereinigt.

##### 4.2.7.2 Adhäsive Vorbehandlung

Hier kommt das Vier-Schritt-Etch and Rinse-System mit separatem Ätzelgel und dem 3-Flaschen-System des Syntac® Classic zur Anwendung. In diesem Schritt werden zunächst die Kavitäten mit 36% Phosphorsäure (DeTrey® Conditioner 36, Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) konditioniert. Hierbei wird das Ätzelgel zuerst auf den Schmelz für 15s appliziert und dann nach weiteren 15s erst auf das Dentin gegeben. Daraus ergibt sich eine Gesamteinwirkzeit im Schmelz von 30s und im Dentin von 15s. Im Anschluss wird die Kavität mit Wasserspray 15s lang gespült und danach mit dem Luftpüster getrocknet, sodass ein kreibig weißes Ätzmuster am Zahn ausgebildet.



Abb.21 Conditioner 36, Fa. Dentsply DeTrey

Als nächstes wird das 3-Flaschen-Adhäsivsystem Syntac® Classic Schritt für Schritt mittels eines Microbrushs auf die Kavitäten verteilt. Zuerst wird der „Syntac® Primer“ aufgetragen. Nach 15 s Einwirkzeit werden dann die Überschüsse mit dem Luftpüster verblasen und leicht getrocknet. Daraufhin wird das „Syntac® Adhesive“ in die Kavität einmassiert und nach 10 s mittels Püster getrocknet. Im dritten Schritt wird nun „Heliobond“ appliziert. Die Überschüsse werden geringfügig verblasen und das Material in der Kavität mit dem Polymerisationsgerät 20 s lang gehärtet.



Abb.22 Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland)

#### Materialinhaltsstoffe:



##### Produkt: Syntac Primer

- Aceton 25-50%, Triethylenglycoldimethacrylat 10-25%
- Polyethylenglycoldimethacrylat 2,5-10%, Maleinsäure 2,5-10%



##### Produkt: Syntac Adhesive

- Polyethylenglycoldimethacrylat 25-50%
- Glutaral 2,5-10%



##### Produkt: Heliobond

- Bis-GMA 50-100%
- Triethylenglycoldimethacrylat 25-50%

Tab.6 Produktinformation ©2014 Ivoclar Vivadent AG

#### 4.2.8 Definitives Befestigen der Komposit-Inlays

Nach der adhäsiven Vorbehandlung wurde nun als Befestigungsmaterial das fließfähige Tetric Evo Flow (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) in die Kavität eingebracht. Das zuvor am Inlayboden sandgestrahlte (KaVo Rondoflex plus 360) und mit dem Luftpüster getrocknete Komposit-Inlay wurde nun inseriert. Hierbei wurde es mit einem Kugelstopf-Instrument kurz angedrückt, bis die definitive Endposition in der Kavität erreicht war. Überschüsse des Befestigungsmaterials okklusal wurden im Anschluss entfernt. Jetzt wurde der jeweilige Versuchszahn inklusive Inlay unter das Polymerisationsgerät für 2 min gehalten und definitiv ausgehärtet.



Abb.23 Tetric Evo Flow (Fa.Ivoclar Vivadent, Ellwangen,Deutschland)

#### Materialinhaltsstoffe:

Produkt: Tetric Evo Flow
<ul style="list-style-type: none"><li>- Bis-GMA(10-25%)</li><li>- Urethandimethacrylat(10-25%)</li><li>- Decamethylendimethacrylat(2,5-10%)</li></ul>



Tab.7 Produktinformation MSDS Tetric Evo Flow, Ivoclar Vivadent

#### **4.2.9 Politur der Komposit-Inlays**

Hierbei wurde die Oberfläche des Komposit-Inlays zunächst mit einem Arkansas-Steinchen mit der Körnung 420µm (Fa. Komet Gebr. Brasseler GmbH&Co KG, Lemgo, Deutschland) finiert, sodass eine eventuell vorhandene Stufe am Übergang zwischen Inlay und Zahn beseitigt wurde. Danach wurden die Inlays mit den Komposit-Polituraufsätzen „Pre-Polisher“ (gelb) und „High-Gloss-Polisher“ (weiß) (Fa. Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz) poliert.

### **4.3 Weiterverarbeitung der Versuchszähne**

#### **4.3.1 Abtrennung der Wurzeln**

Soweit vorhanden, wurden im folgenden Schritt die Wurzeln der 48 tertiären Molaren mit Hilfe einer Trennscheibe vom Typ 915DF220 (Charg.Nummer 540446, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland) ca. 2mm apikal der Furkation entfernt. Die plane Auflagefläche dient der Retention des Versuchszahnes auf dem Objektträger der Säge (3.3.2).

#### **4.3.2 Sägen der Versuchszähne**

Im Anschluss wurden aus den Zähnen des Experiments mit Hilfe der Säge Isomet®1000 Precision Saw (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) mit 150U/min unter Wasserkühlung 1mm dicke Scheiben geschnitten. Dabei wurden die Zähne mittels Klebewachs auf einem Objektträger derart fixiert, dass sagittale Schnitte der Zähne im 90° Winkel zur Okklusalfäche durchgeführt wurden. Je nach Form der tertiären Molaren variierte die Anzahl der Scheiben zwischen 4 und 5 Stück pro Zahn.



Abb.24 Isomet®1000 Precision Saw



Abb.25 Fertige Zahn-Scheiben

Im darauffolgenden Schritt wurden dann 1x1mm dicke Stäbchen aus den vorhandenen Zahn-Scheiben gesägt. Dazu wurden die Längsschnitte mittels Klebewachs plan auf dem Objektträger befestigt. Die rein im Schmelz befindlichen Randstücke der Stäbchen wurden verworfen. Entscheidend waren die Stäbchen, die zur Hälfte einen Dentin-Anteil und zur Hälfte einen Komposit-Anteil aufwiesen. Aus jedem Zahn-Längsschnitt wurden ca. 4-5 Stäbchen gesägt. Jedoch kam es hier auch bei manchen Zähnen zu geringgradigen Verlusten von Stäbchen. Insgesamt konnten aber in jeder Gruppe zwischen 50 und 70 Stäbchen potentiell verwendet werden. Abschließend wurden die Maße der Stäbchen mittels digitaler Schieblehre (Typ Brüder Mannesmann, M823-160) kontrolliert und dokumentiert.

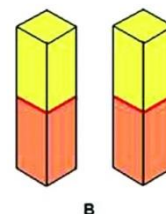


Abb.26.1 Zahn-Scheibe auf Objektträger vor Schnitt

Abb.26.2 Gesägte Stäbchen (nach Schnitt)



A



B

Abb.26.3 (A/B) Fertige Stäbchen

### 4.3.3 Mikrozugverfahren (Microtensile)

Nun wurde die für das gesamte Experiment entscheidende Prüfung des Haftverbundes zwischen dem Komposit-Anteil und dem Dentin-Anteil vorgenommen. Die 20 am besten geeigneten Prüfkörper (Stäbchen) wurden pro Gruppe ausgewählt und geprüft. Hierzu wurde das Stäbchen mittels Klebewachs derart an der Apparatur befestigt, dass es während des Zugversuchs horizontal auseinander gezogen wurde. Die verwendete Gerätschaft war die Universal-Prüfmaschine „Microtensile MTD-500 Plus“ (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland). Hierbei wurden der Zugweg auf 1mm, die Zugkraft auf 50N und die Verfahrensgeschwindigkeit auf 1mm/min zuvor festgelegt und eingestellt. Es wurde nun solange eine horizontale Zugkraft auf das Stäbchen ausgeübt, bis dass es gebrochen war.

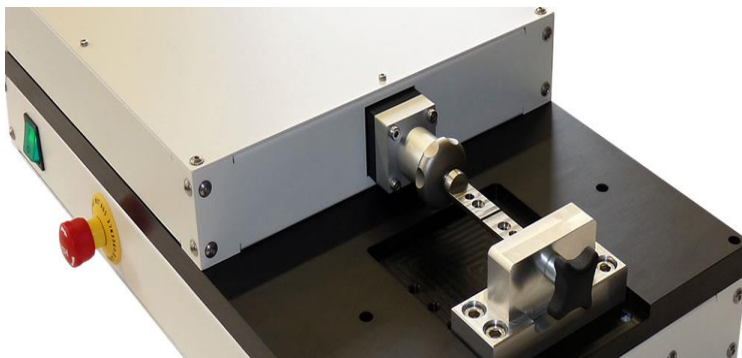


Abb.27.1 MTD-500 Plus Universal-Prüfmaschine (Microtensile)

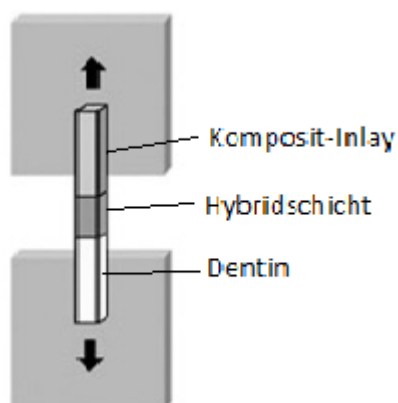


Abb.27.2 In die Prüfmaschine eingespanntes Stäbchen

Der Ablauf jeder Zugsequenz des Microtensile wurde graphisch festgehalten und die signifikanten Werte dokumentiert. Ein Beispiel soll diesen Versuch verdeutlichen:

### **Beispiel: Gruppe 8.1 ( Temp Bond™ mit Scaler/Bimsmehl)**

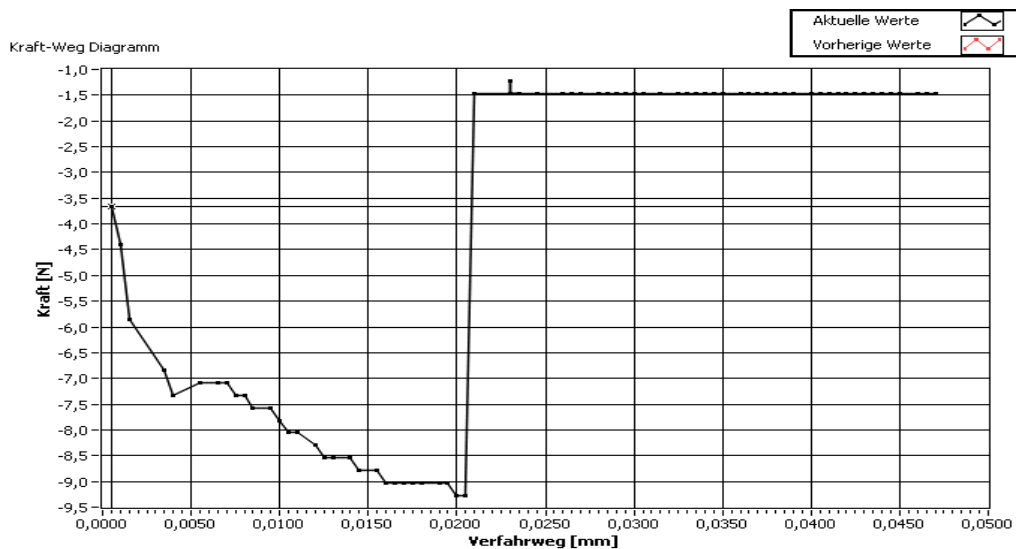


Abb.28 Kraft-Weg Diagramm von Stäbchen 1 aus der Gruppe 8

Dieses Diagramm beschreibt die Kraft in Newton in Abhängigkeit vom Verfahrweg in mm. Dadurch, dass das Stäbchen mit Wachs an der Apparatur mit beiden Seiten befestigt ist, kommt eine gewisse Grundspannung zu Stande, die in diesem Fall bei ca. -3,7N liegt. Im Laufe des Zuges wird immer mehr Kraft auf das Stäbchen übertragen und es kommt irgendwann zum Bruch (hier bei -9,3N und einem Verfahrweg von ca. 0,02mm). Dennoch wurde auf der Grafik eine restliche Zugkraft von -1,5N nach dem Bruch des Stäbchens verzeichnet. Dies lässt sich durch das immernoch im Wachs befindliche Stück erklären. Entscheidend ist demnach die Differenz der beiden Zugkraftwerte, die auch dokumentiert und ausgewertet wurde (hier: 7,8N) . Diese Kraft wird dann pro Fläche (mit Messlehre berechnet in  $\text{mm}^2$ ) berechnet und jene Werte der einzelnen Stäbchen miteinander verglichen.



#### 4.3.4 Besputtern der gebrochenen Stäbchen

Für diesen Schritt konnten die Komposit-Bruchstücke verworfen werden. Entscheidend waren die Dentin-Bruchstücke der Prüfkörper. Diese Dentin-Stäbchen wurden mittels eines konduktiven Carbon-Zementes „Leit-C-Plast“ (Fa. Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) auf einem kleinen runden Metallträger (Abb.29a) platziert. Jeweils 4 Stäbchen passten auf einen Träger, sodass es insgesamt pro Gruppe 5 Metallplättchen mit Stäbchen gab. Diese wurden dann zur besseren Lagerung auf eine handmodellerte Silikonunterlage (Silaplast) adaptiert. Diese einzelnen Metallplättchen wurden nun in das Gerät „Sputter Coater S150B Edwards“ (Fa. VTM GmbH, Ilbenstadt, Deutschland) eingebracht. Hier wurden die Prüfkörper mit einer hauchdünnen Metallschicht benetzt, um sie elektrisch leitfähig zu machen. Dies wird vor Raster-Elektronen-Mikroskop- Untersuchungen durchgeführt.



Abb.29.1 vorne: Besputterte Stäbchen; hinten: nicht-besputterte Stäbchen



Abb.29.2 Sputter Coater S150B (VTM GmbH, Ilbenstadt, Deutschland)

#### 4.3.5 Rasterelektronenmikroskop (REM)

Schließlich wurden die Oberflächenbeschaffenheiten der Dentin-Bruchstücke mittels REM ermittelt und konnten miteinander verglichen werden. Hierzu wurden Bilder zu jedem Stäbchen bei einer bis zu 2000 fachen Vergrößerung erstellt und dokumentiert. Das Gerät, an dem gearbeitet wurde, ist das REM „Phenom“ (Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande). Die mit Stäbchen besetzten Metallträger wurden dazu auf einen vorgesehenen Objekträger (Abb. 30.1) platziert, der im Anschluss in das REM Laufwerk eingesetzt wurde. Nun wurden die Informationen auf den Bildschirm übertragen und es konnten Bilder aus der Vogelperspektive gemacht werden (Abb.31).



Abb.30.1 Objektträger (REM) mit Stäbchen



Abb.30.2 REM Phenom (Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande)



Abb.31 REM-Bild (Stäbchen aus Gruppe 3 mit 615 facher Vergrößerung)

## 4.4 Statistische Analyse

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit der Software SPSS â für Windows, Version 14.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Folgende Testverfahren wurden verwendet:

### *1. Kolmogorov-Smirnov-Test (KS-Test):*

Dieser Test untersucht, ob eine hinreichende Annäherung an die Normalverteilung vorhanden ist. Der ANOVA-Mittelvergleich wurde beim Auftreten einer Normalverteilung eingesetzt. Bei nicht normal verteilten Testwerten wurden „nicht-parametrische Tests“ durchgeführt.

### *2. Mann-Whitney-U-Test (Mann-Whitney-Test/ U-Test):*

Hier wird auf der Grundlage der Rangordnung der Einzelwerte überprüft, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören.

### *3. Korrekturprüfverfahren nach Bonferroni-Holm:*

Mittels des Korrekturverfahrens nach Bonferroni-Holm können unabhängige Stichproben nach dem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  analysiert werden.

## 5. Ergebnisse

Die Ergebnisse des Mikrozugprüfverfahrens sind nach statistischer Analyse (siehe 4.4) in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt. In der linksständigen Tabellenspalte sind die einzelnen Versuchsgruppen eingetragen (1-12), denen in der rechten Spalte die entsprechenden Ergebnismittelwerte und deren Standardabweichung (SD) in Megapascal (MPa) zugeordnet sind. Wie schon oben erwähnt liegt das Signifikanzniveau bei  $\alpha = 0,05$ . Die Exponenten (A-D) spiegeln die statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wieder. Die Versuchsgruppen 1-3 manifestieren Kontrollgruppen, die als Referenzwerte für die übrigen Ergebnisse gelten.

Gruppe	MPa (SD)
1	31.2 (6.7) <sup>B</sup>
2	33.2 (5.9) <sup>B</sup>
3	45.2 (8.3) <sup>A</sup>
4	11.4 (12.0) <sup>D</sup>
5	24.3 (9.9) <sup>C</sup>
6	30.2 (7.9) <sup>B</sup>
7	12.9 (5.6) <sup>D</sup>
8	14.2 (4.8) <sup>D</sup>
9	29.4 (9.7) <sup>B</sup>
10	9.7 (4.3) <sup>D</sup>
11	12.5 (8.0) <sup>D</sup>
12	27.3 (12.0) <sup>B</sup>

Tab. 8 Ergebnistabelle des Mikrozugversuches (SPSS Inc., Chicago, USA)

Vergleicht man die oben zu entnehmenden Werte aus dem Microtensile- Versuch, so werden die besten Komposit-Dentin-Haftwerte mit dem Mittelwert 45,2 MPa in Versuchsgruppe 3 (Kontrollgruppe: Ohne pV, 10s Sandstrahlen, Heliobond 20s härten) erzielt. Der niedrigste Mittelwert mit 9,7 MPa wurde in Versuchsgruppe 10 (Temp Bond NE™ mit Scaler entfernt) ermittelt. Folgendes Diagramm soll die Zusammenhänge verdeutlichen.

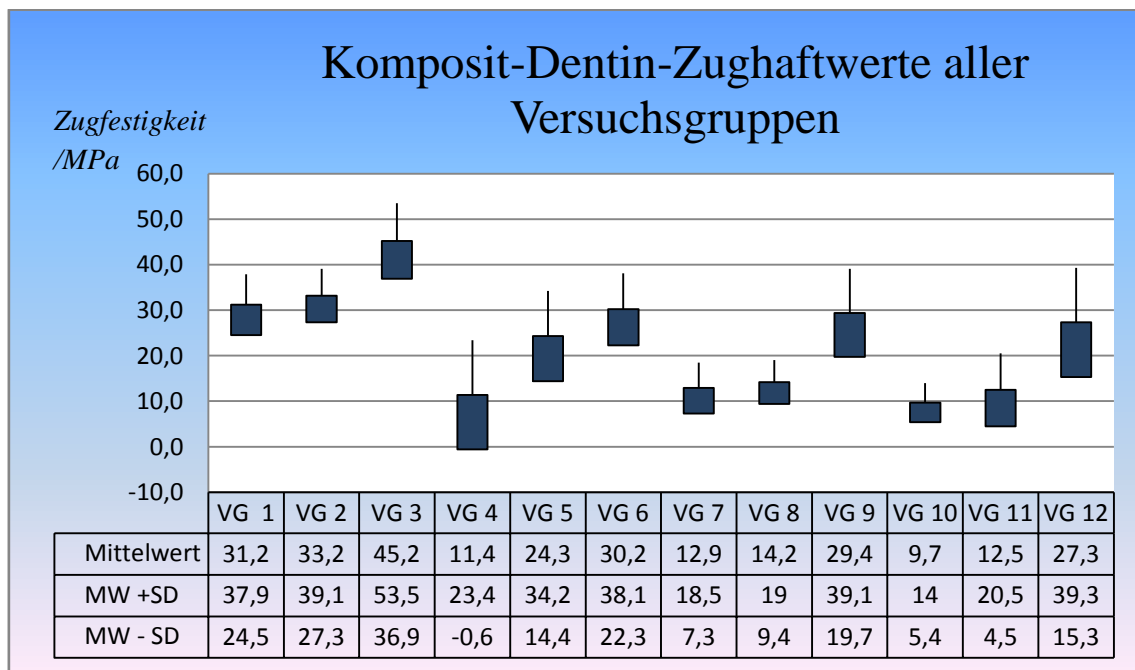


Abb. 32 Kursdiagramm aller Gruppen im Vergleich (Werte aus Tab.8)

Dieses Kursdiagramm veranschaulicht wie sich eine Vorbehandlung der Kavitäten mit provisorischen Zementen auf die Komposit-Dentin-Verbundstärke auswirkt. Ein signifikant höherer Trend bezüglich der Haftstärke ist dementsprechend bei den Kontrollgruppen zu verzeichnen. Vor allem in Versuchsgruppe 3 ist dieses Exempel zu statuieren. Hierbei wurde die Kavität mit 10s Sandstrahlen und Heliobond vorbehandelt. Den Kontrollgruppen 1 (keine Vorbehandlung) und 2 (keine pV, 10s Sandstrahlen) liegt mit Mittelwerten von 31,2 MPa und 33,2 MPa ein ähnlich hohes Niveau an Verbundstärke zu Grunde, wie es auch bei den Gruppen 6 (UltraTemp® mit Sandstrahler: 30,2 MPa), 9 (Temp Bond™ mit Sandstrahler: 29,4MPa) und 12 (Temp Bond NE® mit Sandstrahler: 27,3 MPa) anzutreffen ist.

Auffällig sind die eher niedrigeren Haftwerte in den Gruppen 4 (UltraTemp® mit Scaler: 11,4MPa), 7 (Temp Bond™ mit Scaler: 12,9MPa) und 10 (Temp Bond NE™ mit Scaler: 9,7MPa).

## 5.1 Ergebnisse der Kontrollgruppen (VG 1-3)

### 5.1.1 Versuchsgruppe 1

In dieser Gruppe wurde keine besondere Vorbehandlung bis auf die Anwendung des Syntac® Classic-System durchgeführt. Es wurde hierbei ein mittlerer Zughaftwert von 31,2 MPa ermittelt, der eine Standardabweichung von 6,7 MPa verzeichnet. Abbildung 33 zeigt das Kraft–Weg-Diagramm eines Prüfkörpers dieser Gruppe. Hierbei wurde der Verfahrweg (mm) in Abhängigkeit der auf das Stäbchen einwirkenden Kraft (N) aufgezeichnet. Die Frakturanalyse in dieser Gruppe ergab eine vorwiegend gemischt-adhäsiv-kohäsive Fraktur im Komposit-Dentin-Interface. Das bedeutet, dass sowohl Dentin-Anteile, als auch Komposit-Anteile im Bruchspalt zu erkennen sind. In Abbildung 34 soll ein Beispiel hierfür gezeigt werden. Der p-Wert ist in dieser Auswertung  $< 0,05$  und zeigt dementsprechend signifikante Unterschiede in der Ergebnislage. Hierbei werden die Haftfestigkeitswerte von VG 1,2,6,9 und 12 der homogenen Untergruppe „B“ zugeordnet (Tab.8). Jene sind verglichen mit den übrigen Versuchsgruppen signifikant verschieden und manifestieren die zweit besten Haftwerte der gesamten Versuchsreihe.

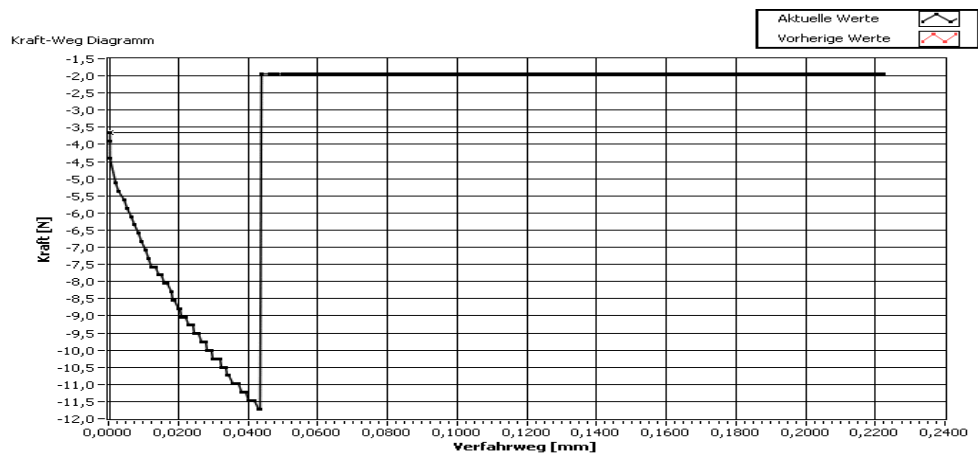


Abb. 33 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 1.13 (Microtensile)

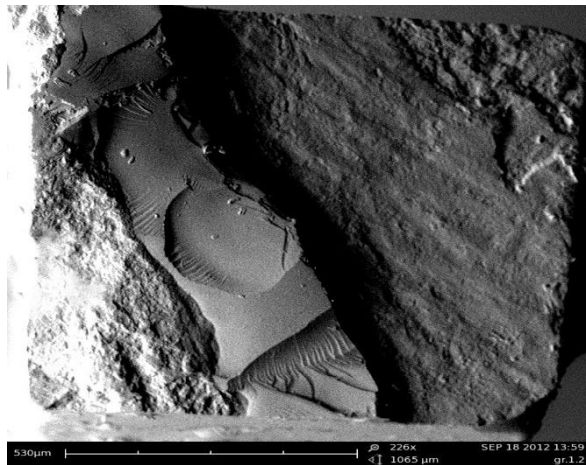


Abb. 34 REM-Bild: Komposit-Dentin-Interface von Stäbchen 1.13 (Vergr.226x)



### 5.1.2 Versuchsgruppe 2

In dieser Gruppe wurde an den Versuchszähnen keine provisorische Vorbehandlung mit temporären Zementen durchgeführt. Dennoch wurde hierbei die Kavität mit dem Sandstrahler 10s behandelt. Die Ergebnisse aus Tab.8 zeigen einen Mittelwert von 33,2MPa mit einer SD von 5,9MPa. Das Kraft-Weg-Diagramm eines Stäbchens dieser Gruppe wird in Abb. 35 veranschaulicht. Vorwiegend wurden in dieser Gruppe gemischt-adhäsiv-kohäsive Frakturen beobachtet (Abb. 36). Im statistischen Interferenzvergleich zeigte sich kein signifikanter Unterschied der VG 2 gegenüber den VG 1,6,9,12. Sie werden zu einer homogenen Gruppe „B“ zusammengefasst. Untergruppe B weist die zweitbesten Haftwerte in diesem Experiment auf.

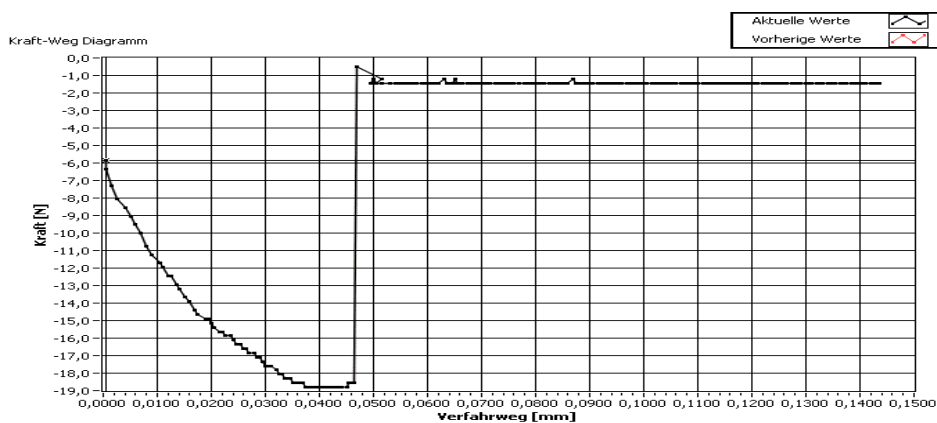


Abb.35 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 2.14 (Microtensile)

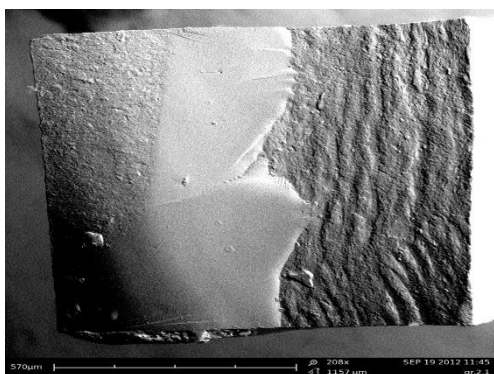


Abb. 36 REM-Bild: Komposit-Dentin-Interface (2.14) Vergr. 208x

### 5.1.3 Versuchsgruppe 3

In dieser Gruppe wurden die Versuchszähne 10s mit dem Sandstrahler vorbehandelt und zudem noch mit Heliobond versehen, bevor das Syntac® Classic System appliziert wurde. Es ergaben sich mit einem Mittelwert von 45,2 MPa und einer SD von 8,3 MPa die höchsten Zughaftwerte in dieser Versuchsreihe. Der Mikrozugversuch zeigt den Frakturverlauf eines Prüfkörpers dieser Gruppe (Abb.37). Nach Analyse vorliegender REM-Bilder wurden hauptsächlich gemischt-adhäsiv-kohäsive Frakturen aufgefunden (Abb.38). Sehr schön sind hier die versiegelten Öffnungen der Dentinkanälchen zu erkennen. Interferenzstatistisch zeigt diese Versuchsgruppe signifikante Unterschiede zu allen anderen Gruppen ( $p < 0,05$ ) und wird als homogene Gruppe „A“ klassifiziert. Diese Gruppe „A“ bringt die stärksten Haftwerte hervor und setzt sich somit von allen übrigen Gruppen ab.

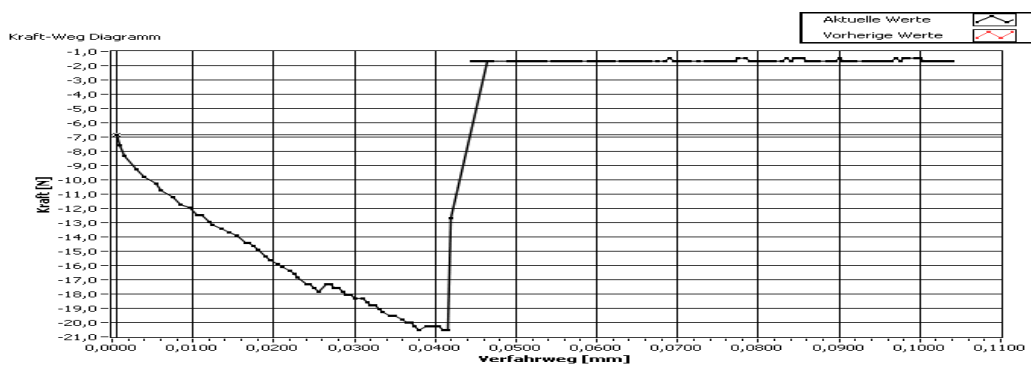


Abb. 37 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 3.4 (Microtensile)

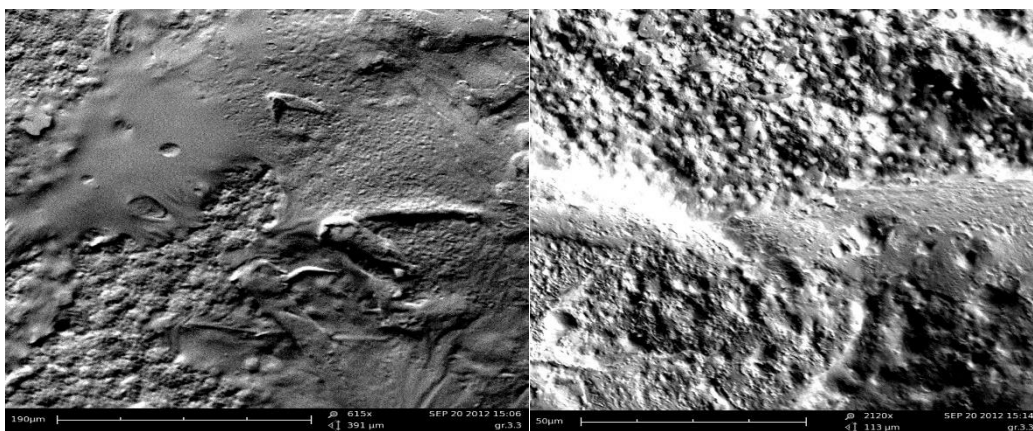


Abb. 38.1/2 REM: Frakturfläche von Stäbchen 3.4 (li.: Vergr. 615x; re.: 2120x)

### 5.1.4 Kontrollgruppen im Vergleich

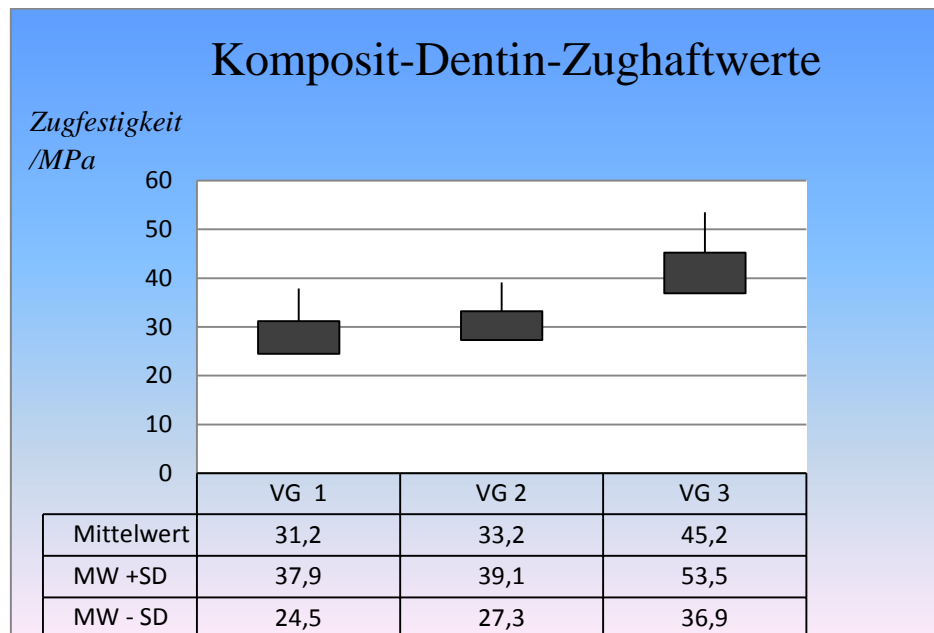


Abb.39 Diagramm: Kontrollgruppen im Vergleich

Zusammenfassend wird deutlich, dass in Gruppe 3 die höchsten Zughaftwerte nach dem Mikrozugversuch innerhalb der Kontrollgruppen und auch insgesamt erzielt wurden. Somit bleibt festzustellen, dass sich der zusätzliche Einsatz von einem Bonding-Agent (Heliobond) und das Sandstrahlen der Kavität positiv auf den Komposit-Dentin-Haftverbund bei Komposit-Inlays auswirken. Der Einsatz des Sandstrahlers alleine bewirkt nur eine mäßige Verbesserung des Haftverbundes.

## 5.2 Ergebnisse der UltraTemp-Gruppen (VG 4-6)

### 5.2.1 Versuchsgruppe 4

In dieser Versuchsgruppe wurde die Kavität der Zähne mit dem provisorischen Zement UltraTemp® beschickt und wieder mit einem Scaler entfernt. Aus dem Mikrozugversuch wurde bei den Zughaftwerten ein Mittelwert von 11,4MPa mit einer SD von 12,0MPa notiert. Das dabei entstandene Kraft-Weg-Diagramm der VG 4 ist in Abb.40 dargestellt. Nach Beurteilung der Frakturstücke unter dem Rasterelektronenmikroskop, konnten vorwiegend gemischt-kohäsiv-adhäsive Frakturen ermittelt werden. Auffällig sind hierbei die vielfach aufzufindenden mit Riefen durchzogene Dentinoberflächen (Abb. 41.1) und blumenartige Auflagerungen (Abb.41.2). Nach Beurteilung der statistischen Interferenz zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen VG 4 und den Versuchsgruppen 7,8,10 und 11. Diese werden zu der homogenen Untergruppe „D“ zusammengefasst und manifestieren die schlechtesten Haftwerte des Versuches.

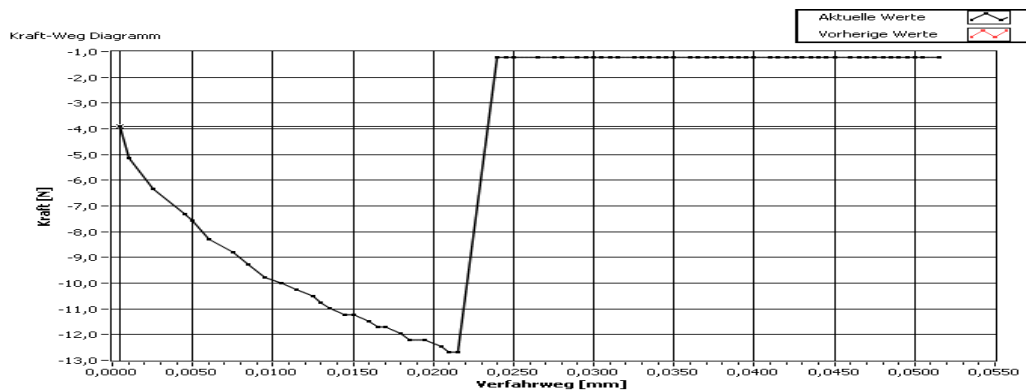


Abb.40 Kraft-Weg-Diagramm (Microtensile) des Stäbchens 4.5

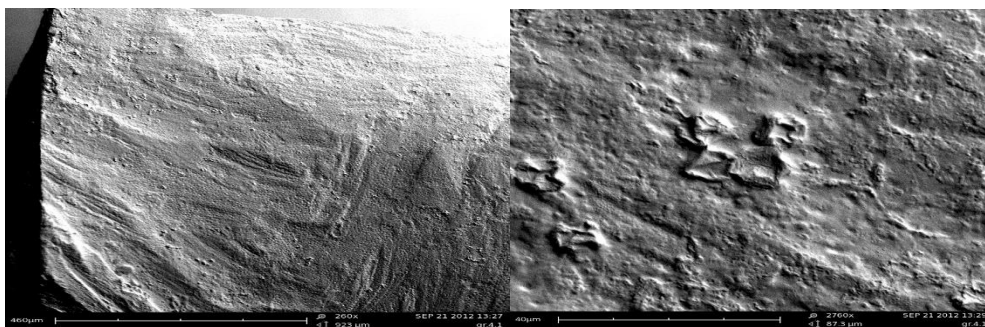


Abb.41.1/2 REM-Bild: Stäbchen 4.5 (Vergr. 260x (li.); 2760x (re.))

### 5.2.2 Versuchsgruppe 5

Auch die Kavitäten der Zähne aus VG 5 wurden mit UltraTemp® versehen. Im Anschluss wurde dieses temporäre Zementmaterial mit dem Scaler und Bimsmehl-Wasser-Gemisch wieder entfernt. Die Haftfestigkeitsprüfung ergab einen Mittelwert von 24,3MPa mit einer Standardabweichung von 9,9MPa. In Abbildung 42 wird der Frakturverlauf exemplarisch an einem Prüfkörper dieser VG dargestellt. Nach Analyse des Komposit-Dentin-Interface unter dem Rasterelektronenmikroskop ergaben sich vorwiegend gemischt-kohäsiv-adhäsive Brüche (Abb. 43.1/2). Auch hier wurden gehäuft riefenartige Unebenheiten festgestellt. Die statistische Auswertung ergab signifikante Differenzen der VG 5 gegenüber allen anderen Versuchsgruppen ( $p < 0,05$ ) und wurde somit alleine als unabhängige Untergruppe „C“ kategorisiert. Dieser Kategorie liegen die zweitschlechtesten Haftwerte im vorliegenden Experiment zu Grunde.

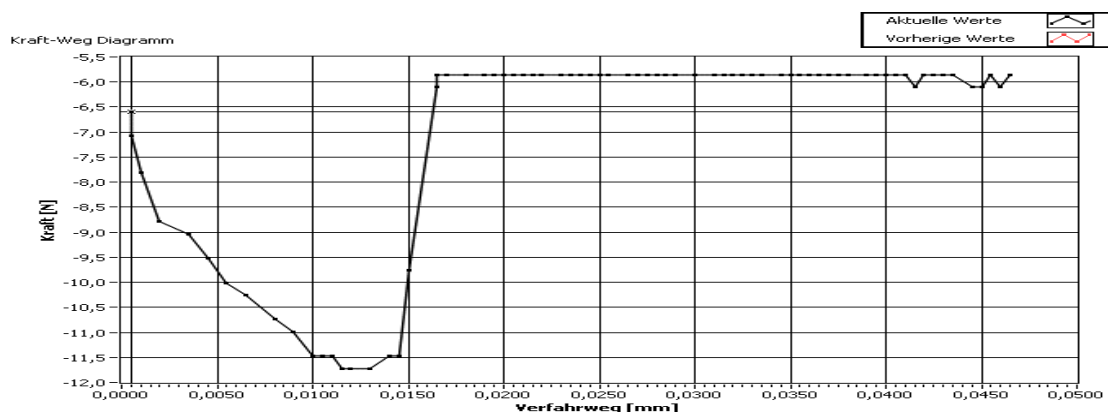


Abb.42 Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 5.2 (Microtensile)

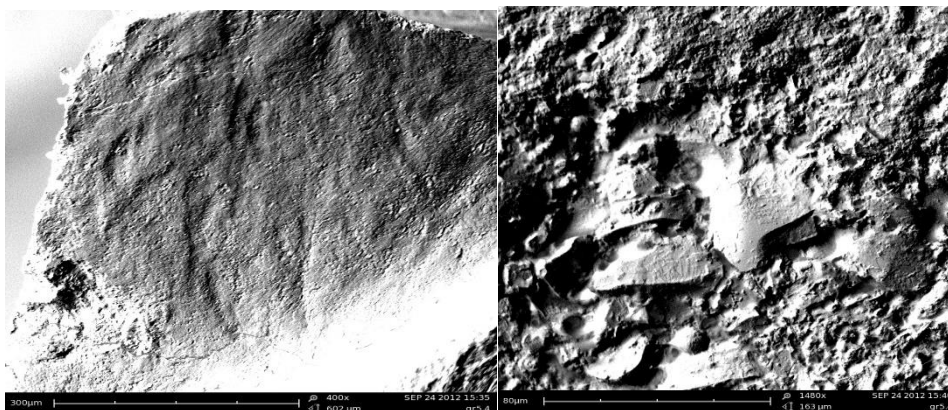


Abb. 43.1/2 REM: Frakturfläche Stäbchen 5.2(li: Vergr.400x; re: Vergr.1430x)



### 5.2.3 Versuchsgruppe 6

Auch die Kavitäten dieser Versuchszähne wurden mit UltraTemp® vorbehandelt. Hier wurde das Material aber mit dem Sandstrahler wieder exkaviert. Der Microtensile-Versuch ermittelte Haftfestigkeitswerte von 30,2MPa (Mittelwert) sowie eine SD von 7,9MPa. Das Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers dieser Gruppe wird in Abbildung 44 gezeigt. Auch in dieser Gruppe ist die Frakturqualität zumeist einer gemischt-kohäsiv-adhäsiven Fraktur zuzuordnen. Signifikant war das gehäufte Auffinden von bläschenartigen Strukturen auf der Bruchoberfläche des Prüfkörpers (Abb.45.2). Interferenzstatistisch weist VG 6 keine signifikanten Unterschiede zu den Versuchsgruppen 1,2,9 und 12 auf und wird als homogene Untergruppe „B“ identifiziert. Auch hier wurden die zweitstärksten Haftfestigkeitswerte dieser Versuchsreihe ermittelt.

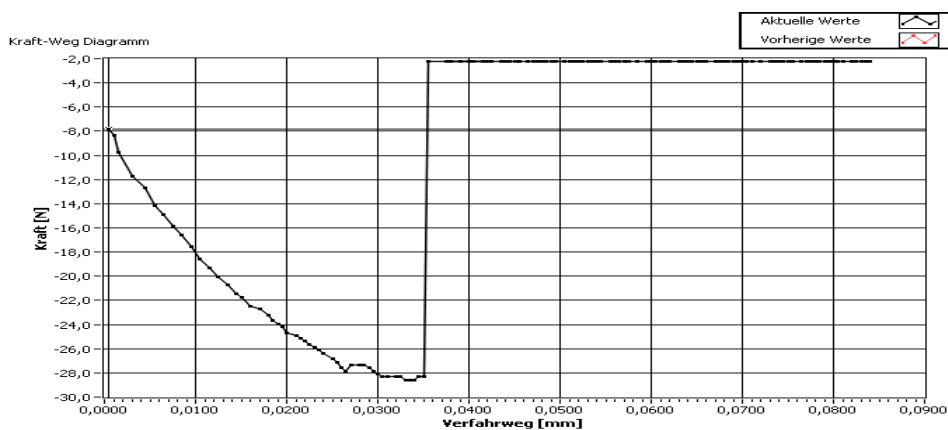


Abb. 44 Kraft-Weg-Diagramm Stäbchen 6.6 (Microtensile)

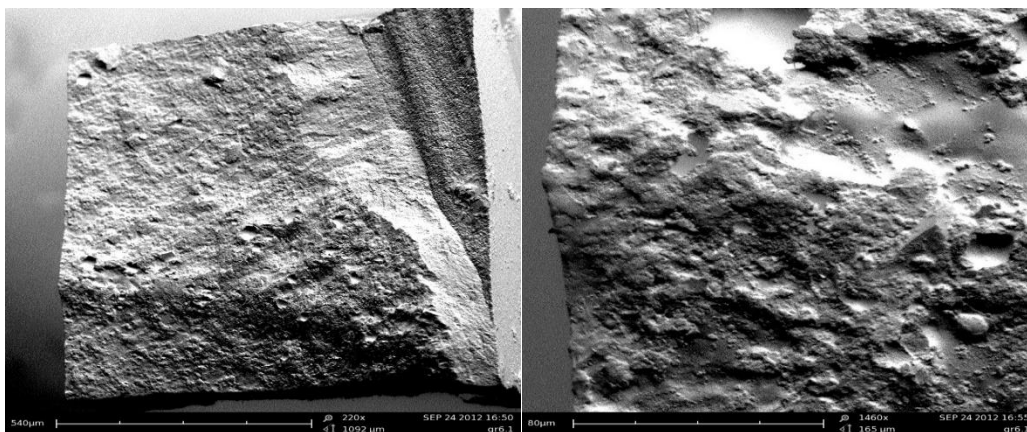


Abb.45.1/2 REM: Frakturfläche Stäbchen 6.6 (li: Vergr.220x; re: Vergr.1460x)

## 5.2.4 Vergleich der Versuchsgruppen mit UltraTemp®

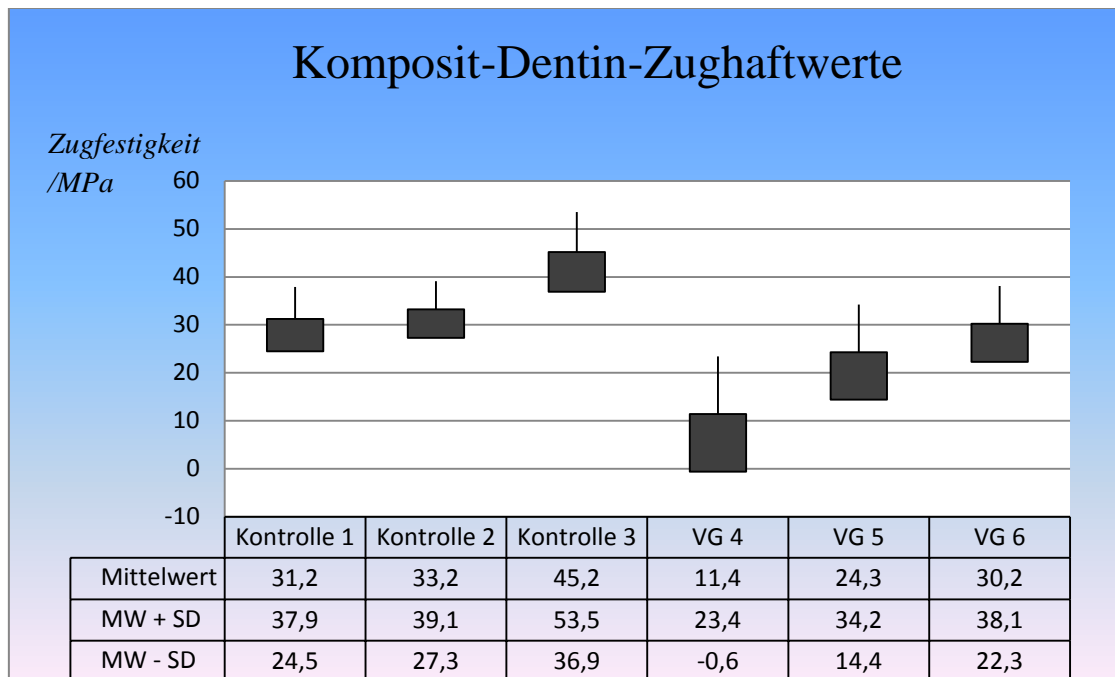


Abb.46 Diagramm Vergleich UltraTemp®

Vergleicht man die Ergebnisse aus den Gruppen 4,5 und 6 untereinander, so lässt sich feststellen, dass eindeutige Differenzen bzw. unterschiedliche Signifikanzniveaus zu verzeichnen sind. Entscheidend ist hierbei die Wahl der Entfernungsmethode. Während die Zughaftwerte der VG 6 (Sandstrahler) mit einem Mittelwert von 30,2MPa relativ hoch sind (Untergruppe B), liegen die Werte der VG 4 (Scaler) mit einem Mittelwert von 11,4MPa wesentlich darunter (Untergruppe D). In VG 5 (Scaler/ Bimsmehl) wurden mit 24,3MPa mittelständige Ergebnisse geliefert (Untergruppe C). Auffällig ist auch die relativ hohe Standardabweichung bei VG 4 mit 12,0MPa. Verglichen mit den Referenzgruppen, vor allem VG 1 (Kontrolle 1) und VG 2 (Kontrolle 2), konnten lediglich in Versuchsgruppe 6 ähnlich hohe Haftwerte in der Zugfestigkeitsprüfung erzielt werden.

### 5.3 Ergebnisse der Temp Bond™ -Gruppen (VG 7-9)

#### 5.3.1 Versuchsgruppe 7

In dieser Versuchsgruppe wurden die Kavitäten der Versuchszähne mit dem temporären Zement Temp Bond™ vorbehandelt. Dieses Material wurde anschließend mit einem Scaler wieder entfernt. Beim Mikrozugversuch wurde ein Haftwert von 12,9MPa (Mittelwert) mit einer Standardabweichung von 5,6MPa ermittelt. Der Frakturverlauf eines Prüfkörpers dieser Gruppe wird exemplarisch in Abbildung 47 präsentiert. Nach elektronenmikroskopischer Beurteilung wurde vorwiegend ein adhäsives Frakturmuster (zwischen Dentin und Hybridschicht) analysiert. Markant war abermals die zumeist riefig geschwungene Oberflächenbeschaffenheit. Interferenzstatistisch zeigte VG 7 keine signifikanten Unterschiede zu den Versuchsgruppen 4,8,10 und 11. Jene wurden als homogene Untergruppe „D“ klassifiziert (niedrigste Haftwerte).

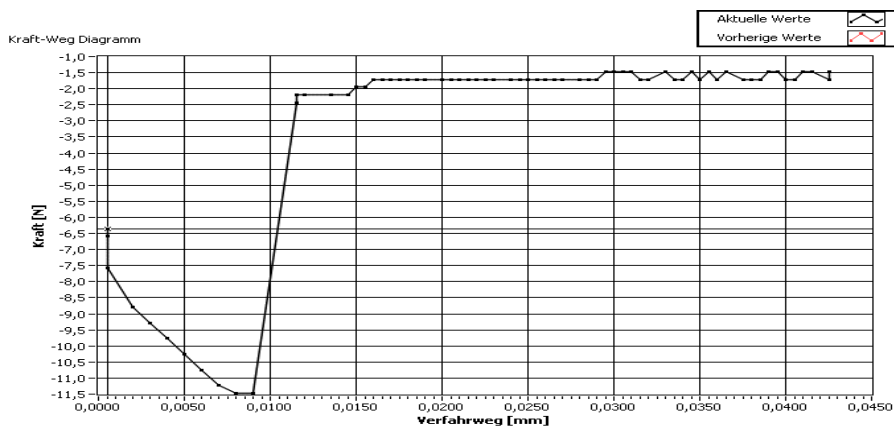


Abb.47 Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 7.6 (Microtensile)

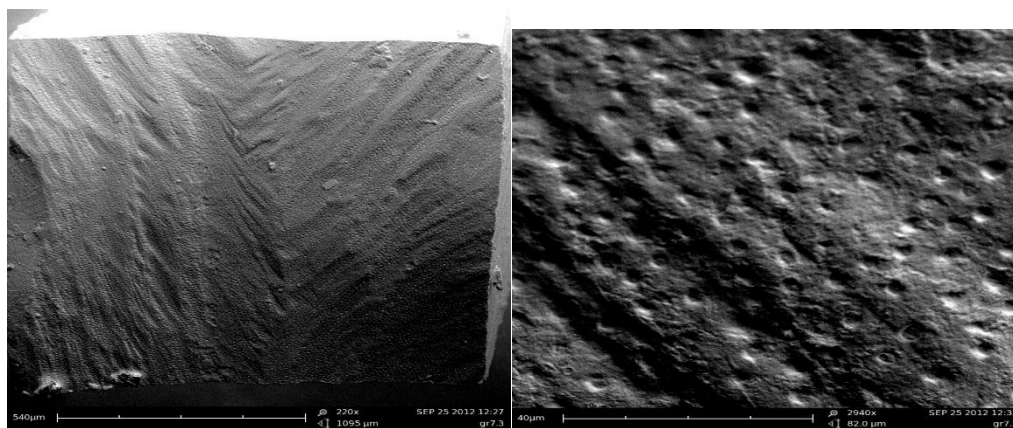


Abb.48.1/2 REM: Komposit-Dentin-Interface Stäbchen 7.6 (li: Vergr.220x; re: Vergr.294)



### 5.3.2 Versuchsgruppe 8

In dieser Versuchsgruppe wurde das applizierte Temp Bond™ mit einem Scaler und Bismehl aus der Kavität entfernt. Nach Auswertung der Zugfestigkeitsprüfung wurde ein Zughaftwert von 14,2MPa (MW) manifestiert mit einer SD von 4,8MPa. Abbildung 49 stellt das Kraft-Weg-Diagramm eines Stäbchens während des Microtensile-Versuchs dar. Die Analyse des Komposit-Dentin-Interface ergab eine vermehrte Anzahl an adhäsiven Frakturen. Auf einigen Bruchstücken konnten bei stärkerer Vergrößerung blumenartige Auflagerungen entdeckt werden (Abb.50.2). Die statistische Auswertung der Ergebnisse spiegelte keine signifikanten Unterschiede zwischen VG 8 und den Versuchsgruppen 4,7,10 und 11 wieder. Auch diese Gruppe wurde interferenzstatistisch der Untergruppe „D“ mit den schlechtesten Haftfestigkeitswerten aus vorliegendem Experiment zugeordnet.

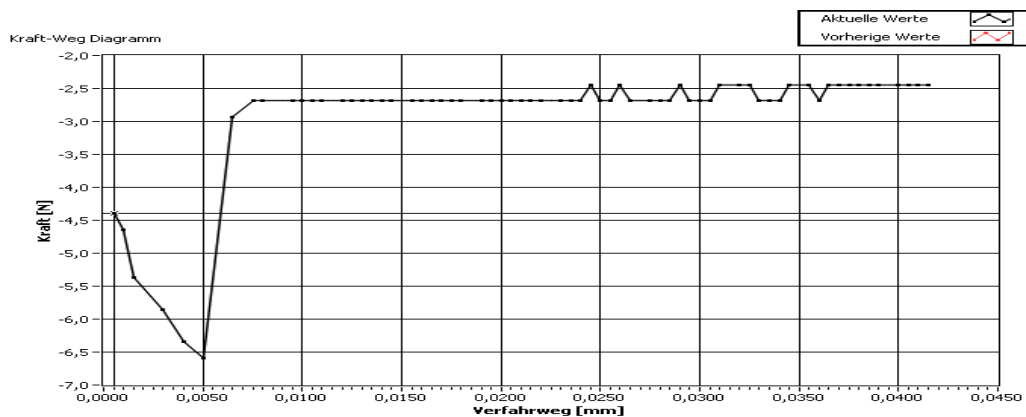


Abb.49 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 8.2 (Microtensile)

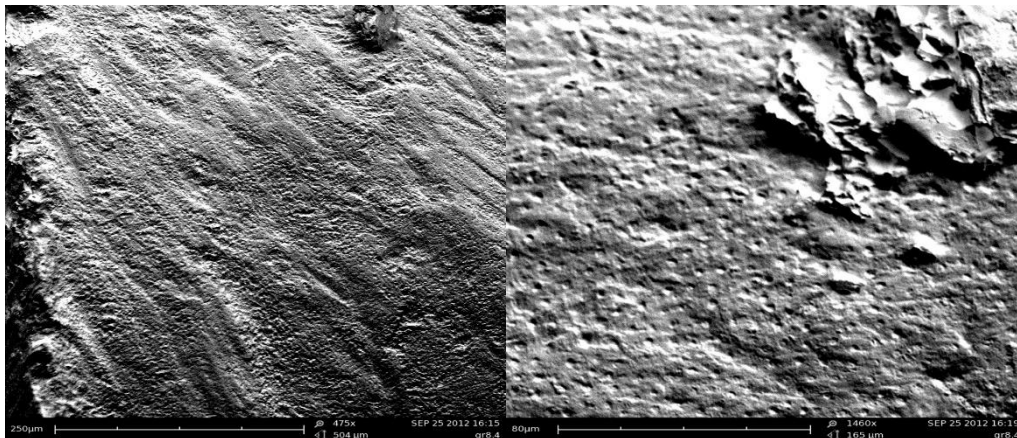


Abb.50.1/2 REM: Bruchoberfläche Stäbchen8.2(li: Vergr.470x; re: Vergr.1450x)

### 5.3.3 Versuchsgruppe 9

In VG 9 wurde das aufgetragene Material Temp Bond™ mittels intraoralen Sandstrahlers wieder entfernt. Beim Mikrozugversuch wurde ein Mittelwert von 29,4MPa (Zugfestigkeit) mit einer SD von 9,7MPa erzielt. Der Frakturverlauf eines Beispiel-Prüfkörpers wird in Abbildung 51 beschrieben. Die Qualität der Fraktur zeigte sich in den meisten Fällen als adhäsive Fraktur. Meist lag das Frakturmuster zwischen der Dentin- und der Hybridschicht oder zwischen dem Befestigungskomposit und dem Inlay. Interferenzstatistisch konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen VG 9 und den Versuchsgruppen 1,2,6,9 und 12 festgestellt werden. Somit wurde auch hier die Einordnung in Untergruppe „B“ vorgenommen, in der die zweitbesten Zughaftwerte hervorgebracht wurden.

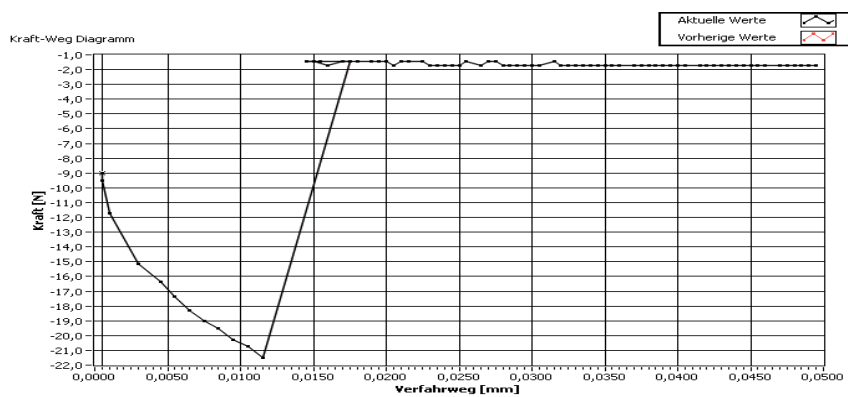


Abb.51 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 9.3 (Microtensile)

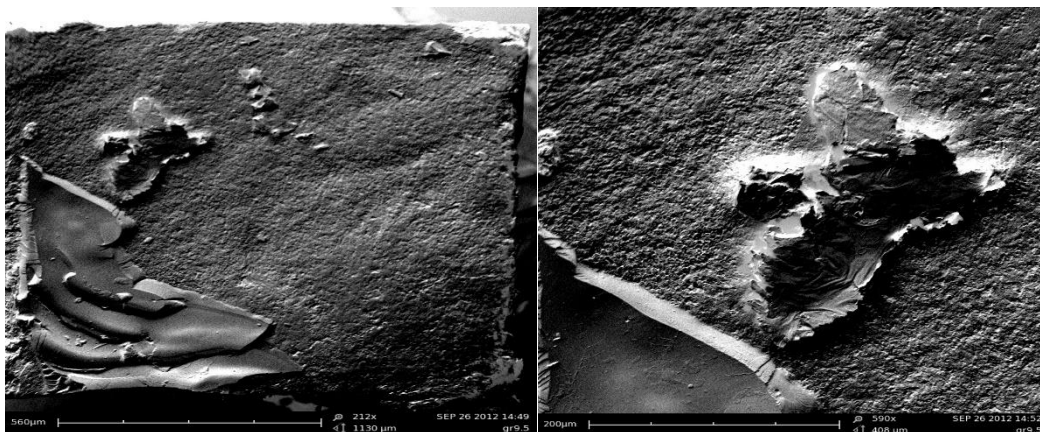


Abb.52.1/2 REM: Stäbchen 9.3 (li: Vergr.220x; re: Vergr.590x)

## 5.3.4 Vergleich der Versuchsgruppen mit Temp Bond™

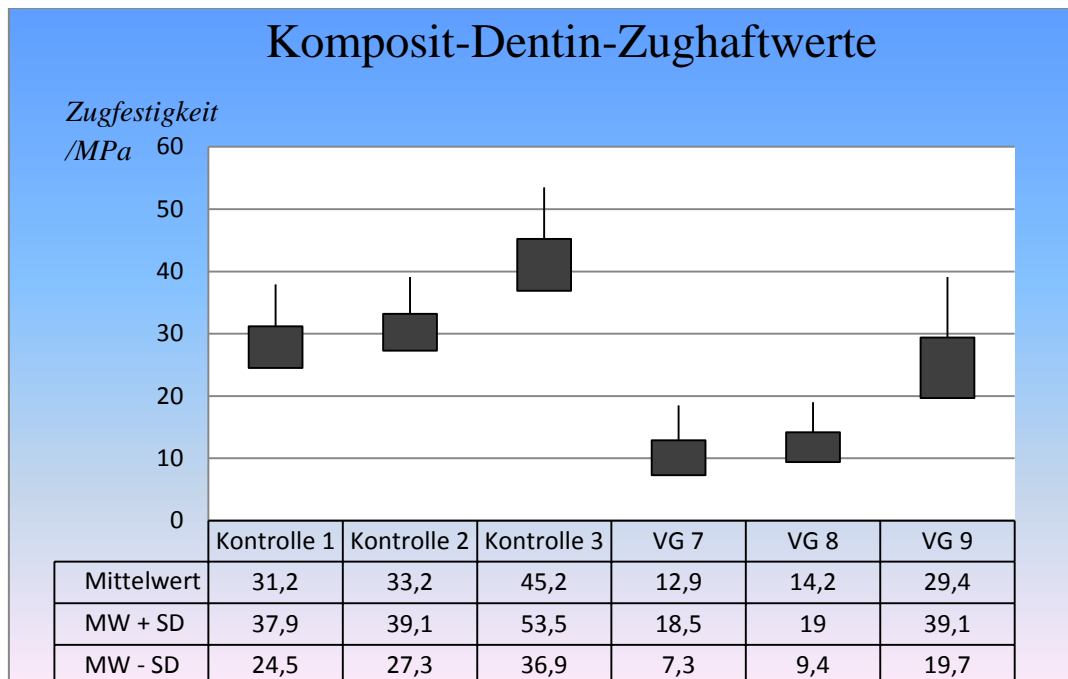


Abb.53 Diagramm Vergleich Temp Bond™

Werden die Ergebnisse dieser Gruppen miteinander verglichen, so manifestiert sich eine wesentlich bessere Zugfestigkeit der Prüfkörper der VG 9 (Sandstrahler) mit einem mittleren Wert von 29,4MPa (Untergruppe B). Die Haftwerte der VG 7 (Scaler) und VG 8 (Scaler / Bismehl) zeigen hingegen relativ schwache Werte (12,9 /14,2MPa) und wurden der Untergruppe „D“ (niedrigste Zughaftwerte im vorliegenden Versuch) zugeordnet. Diese bewegen sich auf einem ähnlich niedrigen Niveau. In Bezug auf die Referenzgruppen vermag auch hier lediglich VG 9 ähnlich hohe Komposit-Dentin-Haftwerte zu erreichen wie in VG 1 und VG 2 ermittelt.

## 5.4 Ergebnisse der Temp Bond NE™- Gruppen (VG 10-12)

### 5.4.1 Versuchsgruppe 10

In dieser Versuchsgruppe wurde das Material Temp Bond NE™ in die Kavität der Zähne appliziert und mit einem Scaler wieder entfernt. Die Zugfestigkeitsprüfung ergab einen Mittelwert von 9,7MPa als Komposit-Dentin-Haftstärke mit einer Standardabweichung von 4,3MPa. Der Frakturverlauf eines exemplarischen Prüfkörpers dieser Gruppe veranschaulicht den Vorgang (Abb.54). Nach Betrachtung der Bruchstelle unter dem Rasterelektronenmikroskop, wurden sowohl adhäsive, als auch gemischt-kohäsiv-adhäsive Frakturmuster diagnostiziert. Abbildung 55.1/2 zeigt ein Beispiel für eine adhäsive Fraktur zwischen der Hybridschicht und dem Befestigungskomposit. In der statistischen Interferenz verhält sich VG 10 nicht signifikant verschieden zu VG 4,7,8 und 11. Dementsprechend wird VG 10 als homogene Untergruppe „D“ deklariert, an welcher die Gruppen mit den niedrigsten Haftwerten partizipieren.

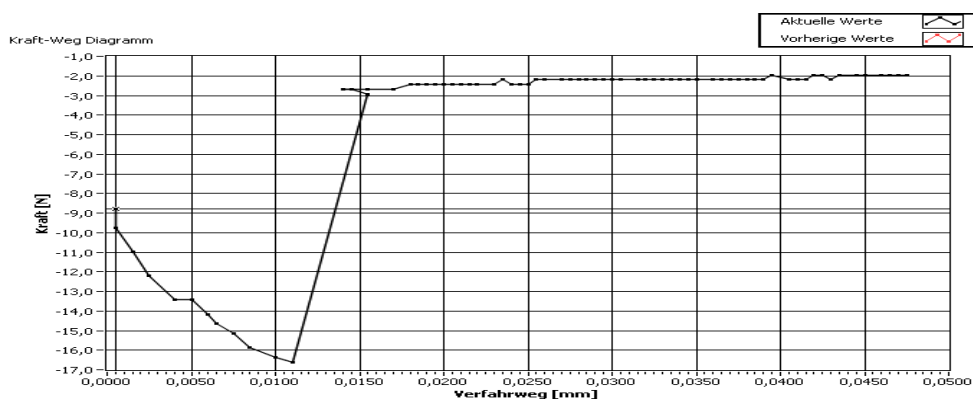


Abb.54 Kraft-Weg-Diagramm Stäbchen 10.5 (Microtensile)

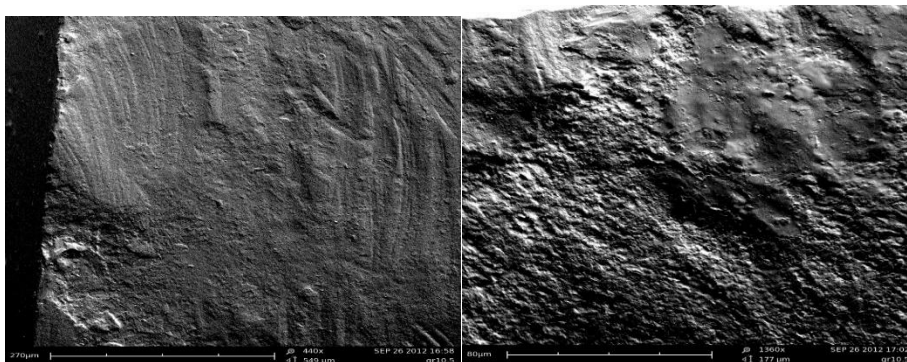


Abb.55.1/2 REM: Stäbchen 10.5 (li: Vergr. 440x; re: Vergr. 1360x)



### 5.4.2 Versuchsgruppe 11

Bei dieser Versuchsgruppe wurde das zuvor eingebrachte temporäre Befestigungsmaterial mittels Scaler und Bismehl wieder entfernt. Hierbei wurden Zugfestigkeitswerte von 12,5MPa (Mittelwert) mit einer SD von 8,0MPa erzielt. Ein charakteristischer Frakturverlauf wird in Abbildung 56 beschrieben. Die elektronenmikroskopisch diagnostizierte Frakturqualität entsprach weitgehend einem adhäsiven oder gemischt kohäsiv-adhäsiven Frakturmuster. Abbildung 57 zeigt beispielsweise eine gemischt-kohäsiv-adhäsive Fraktur. Auffällig sind wiederum riefenartige Unebenheiten auf der Dentinoberfläche. Die Dentinkanälchen sind hier deutlich ausgeprägt und gut zu erkennen (Abb.57.2). Interferenzstatistisch wird VG 11 der homogenen Untergruppe „D“ zugeordnet und ist im Vergleich zu den Versuchsgruppen anderer Untergruppen signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ). Keine Differenz wurde hinsichtlich der VG 4,7,8 und 10 festgestellt.

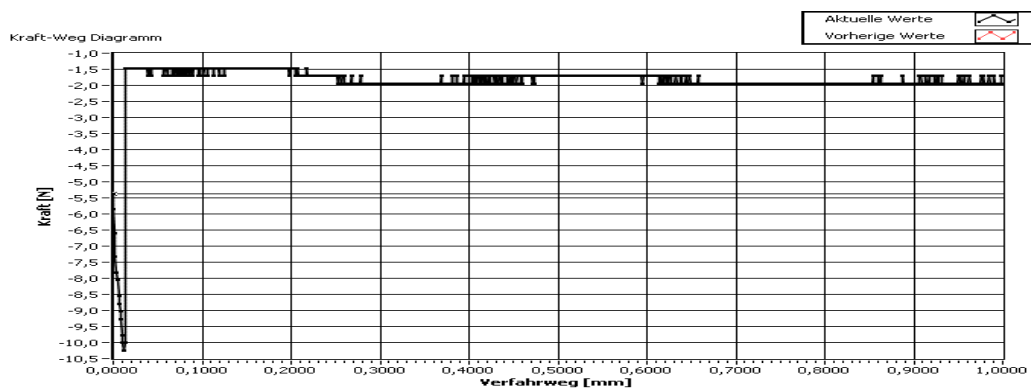


Abb.56 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 11.2 (Microtensile)

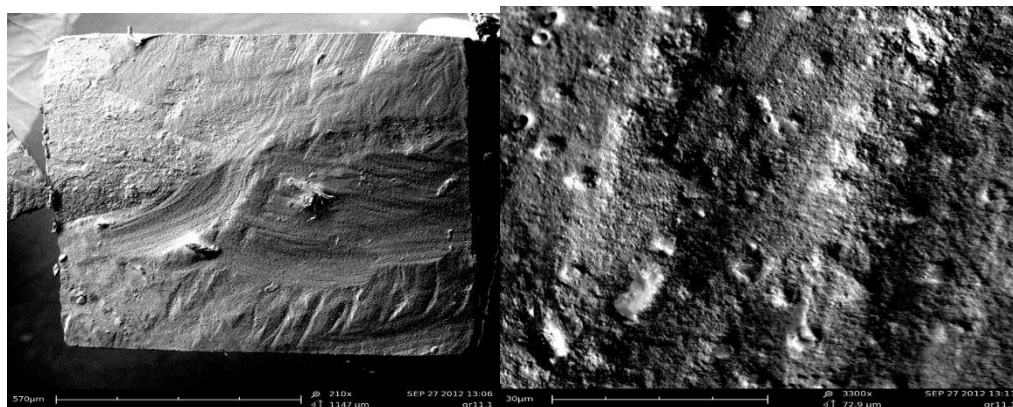


Abb.57.1/2 REM: Stäbchen 11.2 (li: Vergr. 210x; re: Vergr. 3300x)

### 5.4.3 Versuchsgruppe 12

In dieser Versuchsgruppe wurde das Material Temp Bond NE™ mittels Sandstrahler aus der Kavität entfernt. Auf der Grundlage des Microtensile-Versuchs wurde ein Haftfestigkeitswert von 27,3MPa (MW) mit einer SD von 12,0MPa notiert. Das Kraft-Weg-Diagramm des Frakturverlaufes wird in Abbildung 58 präsentiert. Auch hier zeigten sich sowohl rein adhäsive, als auch gemischt-adhäsiv-kohäsive Frakturmuster nach elektronenmikroskopischer Analyse. Besonders markant sind die bläschenartigen Strukturen auf der Bruchoberfläche (Abb.59.1/2). Interferenzstatistisch zeigt VG 12 keine signifikanten Unterschiede zu den Gruppen 1,2,6,9 und 12. Sie wird der homogenen Untergruppe „B“ mit den zweitstärksten Zughaftwerten in dieser Versuchsreihe zugeordnet.

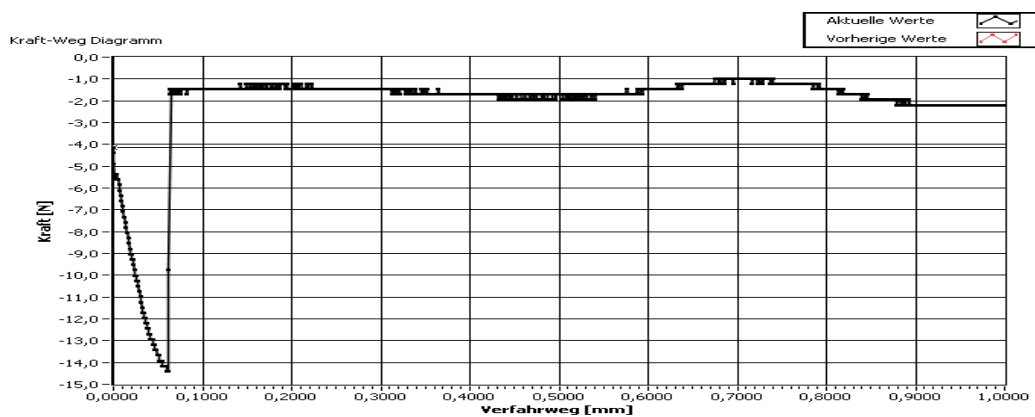


Abb.58 Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 12.2

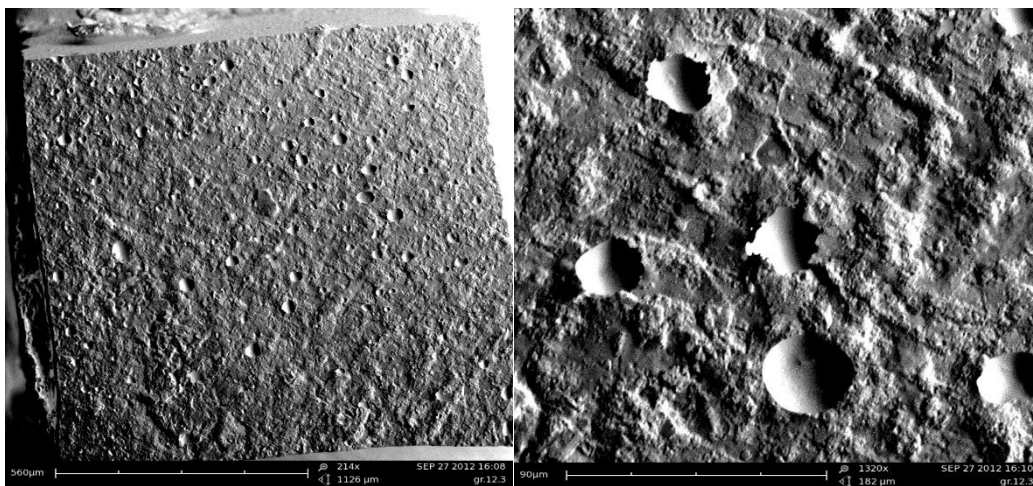


Abb.59.1/2 REM: Stäbchen 12.2 (li: Vergr.214x;re: Vergr.1320x)

#### 5.4.4 Vergleich der Versuchsgruppen mit Temp Bond NE™

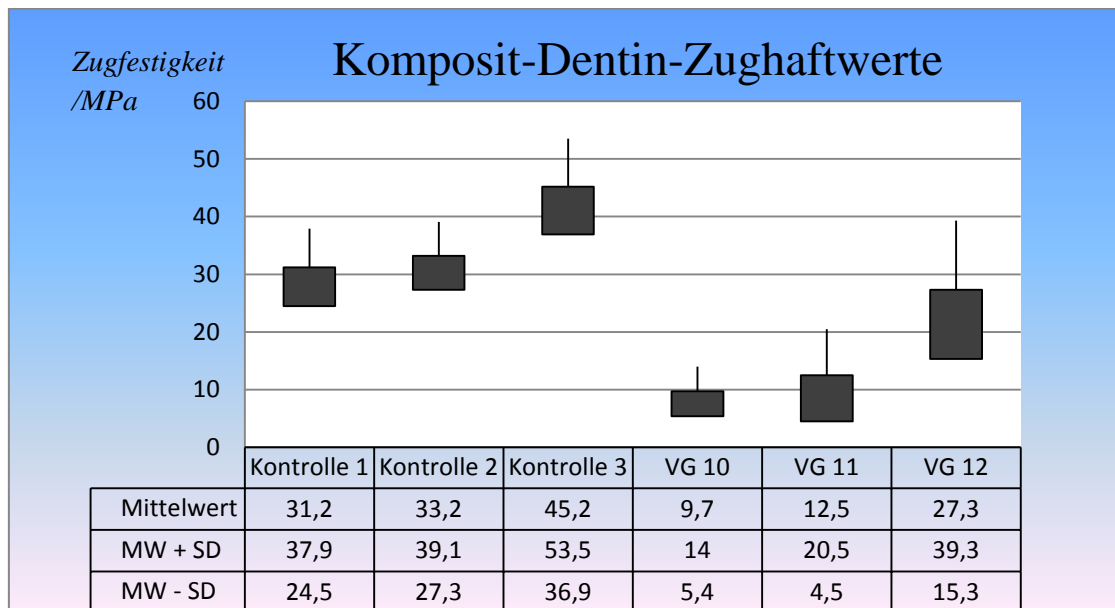


Abb.60 Diagramm Vergleich Temp Bond NE™

Vergleicht man die drei Temp Bond NE™- Gruppen untereinander so wird explizit deutlich, dass auch hier die Haftfestigkeitswerte nach dem Mikrozugversuch am höchsten sind, wenn die Kavität mittels eines Sandstrahlers vom temporären Zementmaterial gereinigt wird (VG 12: MW = 27,3MPa). Zudem ist die Entfernungsmethode rein mittels Scaler auch in dieser Versuchsgruppe keine wirklich erfolgsversprechende Methode. Hier werden lediglich Haftwerte von 9,7MPa (Untergruppe D) erzielt. Die Werte aus VG 11 (Scaler/ Bimsmehl) liegen zwar auf einem etwas höheren Niveau mit 12,5MPa, vermögen es aber dennoch nicht ähnlich hohe Haftverbundwerte wie VG 12 zu liefern und werden somit interferenzstatistisch der Untergruppe „D“ mit den niedrigsten Haftfestigkeitswerten zugeordnet. Zu erwähnen ist weiterhin eine mit 12MPa große Standardabweichung in VG 12. In Bezug auf die Kontrollgruppen lässt sich feststellen, dass lediglich VG 12 vergleichbar hohe Haftfestigkeitswerte erzielt wie die Kontrollgruppen 1 und 2 (homogene Gruppe B). Die Werte von VG 10 und VG 11 sind diesbezüglich um einiges niedriger.

## 5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass die Anwendung eines temporären Zementmaterials nahezu in jeder Gruppe den Komposit-Dentin-Haftverbund verschlechtert hat. Hierbei muss jedoch in der Art der Entfernungsmethode differenziert werden. So manifestiert sich eine durchweg gute Haftfestigkeit, ganz gleich welcher Art von Zementmaterial, wenn das Material mit dem intraoralen Sandstrahler wieder aus der Kavität entfernt wurde. Das Entfernen allein mit dem Scaler erreicht in jeder Gruppe lediglich die niedrigsten Werte (interferenzstatistische Gruppe D). Auch der Zusatz von einem Bismehl-Wasser-Gemisch konnte in den Versuchsgruppen mit Temp Bond™ und Temp Bond NE™ keine wesentliche Verbesserung des Haftverbundes erzielen. Hingegen liegt in der UltraTemp®-Gruppe alleinig eine signifikante Steigerung vor mittels Bismehl-Wasser-Gemisch. Folglich ist die Wahl der Entfernungsmethode das vorwiegend limitierende Mittel des Komposit-Dentin-Verbundes und weniger die Art des Zementmaterials.



## 5.6 Hypothesenprüfung

Die in Kapitel 3 aufgestellten Hypothesen können anhand der vorliegenden Ergebnisse größtenteils verifiziert werden.

### 5.6.1 Hypothese 1:

*1. Das Einbringen unterschiedlicher temporärer Zemente während der Provisorien-Tragezeit hat Einfluss auf den Komposit-Dentin-Verbund bei Komposit-Inlays.*

Der Vergleich der Komposit-Dentin-Haftstärke zwischen den mit provisorischen Zementen vorbehandelten Zähnen und den Kontrollgruppen (ohne Vorbehandlung) manifestiert vor allem in Bezug auf Kontrollgruppe 3 eine maßgebliche Verschlechterung. Hingegen zeigen die mit Sandstrahler behandelten Zähne ähnliche Werte wie in Kontrollgruppen 1 und 2 und demnach keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ). Somit kann ein negativer Einfluss auf den Komposit-Dentin-Verbund weitgehend verifiziert werden.

### 5.6.2 Hypothese 2:

*2. Der Einfluss der temporären Zemente auf den Komposit-Dentin-Verbund bei Komposit-Inlays ist abhängig vom jeweiligen Zement.*

Entsprechend der in Abbildung 32 veranschaulichten Ergebnisse kann kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen temporären Zementen gefunden werden. Eine Ausnahme bietet Versuchsgruppe 5 (UltraTemp® mit Scaler/ Bimsmehl), in der, verglichen mit den anderen beiden Zementen und gleicher Entfernungsmethode, bessere Haftwerte erzielt werden konnten. Grundsätzlich kann diese Hypothese jedoch nicht verifiziert werden.

### 5.6.3 Hypothese 3:

*3. Der Einfluss der Provisorien auf den Komposit- Dentin- Verbund ist abhängig von der Methode des Entferns des jeweiligen Zementes.*

Anhand der statistischen Auswertung konnte festgestellt werden, dass die Wahl der Entfernungsmethode der applizierten Zemente einen entscheidenden Einflussfaktor darstellt. Es konnten signifikante Unterschiede in den Gruppen mit verschiedenen Entfernungsmethoden notiert werden. So konnten in Gruppen, die mit dem Sandstrahler behandelt wurden, wesentlich höhere Haftwerte erreicht werden, als in vergleichbaren Gruppen mit Scaler oder mit Scaler und Bismehl. Demnach ist diese Hypothese vollends zu verifizieren.

## 6. Diskussion

### 6.1 Ziel der Studie

Ziel dieser Studie war es, herauszufinden, inwieweit eine intermediäre provisorische Versorgung mit applizierten temporären Zementen den Komposit-Dentin-Haftverbund beeinflusst und wie sich die Wahl der Entfernungsmethode dieser Zemente darauf auswirkt. Derart sollte der Ablauf einer indirekten Komposit-Restauration simuliert werden. Im vorliegenden Fall handelt es sich um eine sogenannte „In Vitro-Studie“. Das bedeutet, dass die Resultate nie vollends auf die klinische Situation übertragbar sind, weil in einem experimentellen Versuch die komplexen Belastungseinflüsse seitens der Mundhöhle nicht unmittelbar reproduziert werden können. Es gilt den Versuch so nah wie möglich dieser realen Situation anzupassen [163, 164, 178]. Dennoch werden solche experimentelle Studien als vorteilhaft bewertet, weil sie im Gegensatz zu den aufwändigen und meist über mehrere Jahre andauernden „In Vivo-Studien“ [28, 29, 106] zu schnellen und durchaus aussagekräftigen Resultaten führen, die dann im nachfolgenden Schritt innerhalb einer klinischen Studie weiter erforscht werden [140].

### 6.2 Material und Methode

#### 6.2.1 Selektion der Zähne

Als Probenzähne kamen 48 frisch extrahierte tertiäre humane Molaren zum Einsatz, die sowohl karies- als auch füllungsfrei waren. In vielen anderen Studien wird heutzutage auf den Einsatz von bovinen Zähnen zurückgegriffen [8, 33], weil indizierte Extraktionen menschlicher Weißheitszähne immer seltener werden und auch ethische Aspekte bezüglich der Experimente an humanen Zähnen ein Konfliktpotential manifestieren. In experimentellen Untersuchungen wurden die Eigenschaften boviner und humaner Zähne miteinander verglichen. Es konnte gezeigt werden, dass bovine Zahnhartsubstanzen eine höhere durchschnittliche Anzahl an Dentintubuli aufweisen ohne dass der Diameter eines Dentinkanälchens verändert ist [26, 166].

Zudem wurde eine schnellere Demineralisations- und Erosionsrate des bovinen Schmelzes belegt [9]. Somit seien menschliche Versuchszähne abrasionsresistenter im direkten Vergleich. Auch die Komposit-Dentin-Haftstärken zeigten signifikante Unterschiede [159], so dass der unmittelbare Bezug eines Experimentes an bovinen Zähnen auf die Realität im menschlichen Mund nicht genau bewertet werden kann. Es wären immer weitere Studien an menschlichen Zähnen obligat. In diesem Fall wäre obiger Zusammenhang irrelevant, da hier humane Zähne Verwendung fanden. Eine biologische Altersbestimmung der Probenzähne wurde nicht vorgenommen. Einige wiesen ein nicht abgeschlossenes Wurzelwachstum auf. Fest steht, dass nicht eruptierte Zähne einen größeren Diameter der Dentinkanälchen aufweisen und derart aufgrund ihrer gesteigerten Permeabilität für das Adhäsiv die Haftwerte zu beeinflussen vermögen [39, 142]. Auch kariös infiltrierte oder sklerosiertes Dentin kann eine Verfälschung der Ergebnisse bewirken. Studien zufolge soll kariöses – sowie sklerosiertes Dentin unabhängig von der Wahl des Bonding-Systems den Komposit-Dentin-Haftverbund maßgeblich beeinträchtigen. Ursache dafür soll eine partielle oder vollständige Obliteration der Dentintubuli durch mineralisierte Kristalle sowie die Bildung einer säureresistenten hypermineralisierten Schicht sein, die die Penetration des Adhäsivs verwehren [46, 92, 123, 180, 199]. Da alle Versuchszähne hinsichtlich einer bestehenden Karies untersucht wurden, ist dieser Einfluss folglich auszuschließen. Ob sich unter den Proben allerdings Zähne mit anfänglich sklerosiertem Dentin befanden, ist allerdings nicht mit vollständiger Sicherheit zu sagen. Jedoch kann durch die randomisierte Aufteilung von einer gemischten Zusammensetzung in allen Versuchsgruppen ausgegangen werden.

### 6.2.2 Präparation der Zähne

In diesem Versuch haben die Versuchszähne eine standardisierte konische Kl. I Kavität erhalten. Diese wurde auf eine Präparationstiefe von 2 mm generalisiert festgesetzt, um eine ähnliche Komposit-Inlay-Dicke in jeder Probe zu gewährleisten. Die Begrenzung der Präparation reichte jeweils bis einschließlich zu den Höckerspitzen und Randleisten. Derart sollte die Situation nach ausgeprägter Kariesexkavation bzw. nach Austausch einer großrahmigen Füllung vor der Versorgung mit einer indirekten Restauration imitiert werden, die in der Realität nicht selten der Fall ist. Aufgrund der anatomisch mannigfaltigen Variation der tertiären Molaren konnte jedoch die Restdentindicke apikal des Kavitätenbodens nur unzureichend abgeschätzt werden. Studien belegen eine Erhöhung der Dentinkanälchen-Dichte und des Durchmessers mit zunehmender Präparationstiefe bzw. zunehmender Annäherung des Kavitätenbodens an den dentalen Nerv. Aus physiologischer Sicht besteht ein gewisser Druckgradient, der von der Pulpa aus entlang der einzelnen Dentintubuli peripherwärts aufgebaut wird. Diese Eigenschaft ist nur in „in Vivo-Studien“ am lebenden Zahn nachzuweisen. Werden nun innerhalb einer Präparation Dentintubuli pulpanah angeschnitten, so liegt die Schwierigkeit darin diesem Druckgradienten entgegenzuwirken, wie es z.B. ein penetrierendes Adhäsiv vermögen sollte. Liegt demnach die Kavität in einem pulpanahen Abschnitt des Dentins, so gestaltet sich ein Komposit-Dentin-Haftverbund wesentlich schwieriger [78, 111, 121]. In hiesiger experimentellen Studie an extrahierten Molaren ist jene Tatsache als unproblematisch anzusehen, da der Pulpendruck zu vernachlässigen ist. Die Präparation wurde so konisch wie möglich angelegt. Dadurch sollte ausschließlich der Haftverbund zwischen Komposit-Inlay und Dentin überprüft werden, ohne dass Friktionskräfte seitens der Kavitätenwände zum Tragen kommen. Außerdem wurde durch die erhöhte Konizität der Kavität die Entnahme der modellierten Komposit-Inlays begünstigt [121, 135].

### 6.2.3 Lagerung der Zähne

Die frisch extrahierten tertiären Molaren wurden in verschiedenen Praxen im Raum Marburg und Umgebung gesammelt. Diese wurden zunächst in Gläsern gelagert, die mit einer speziellen Desinfektionslösung gefüllt waren. Hierbei handelte es sich um die sowohl fungizide, als auch bakterizid wirkende Thymol-Lösung (0,1%). Die Zähne wurden von rückständigen Parodontium-Resten, Zahnstein und Alveolarknochen befreit und erneut in die Thymol-Lösung gegeben. Nach der Kavitätenpräparation wurde die Thymol-Lösung durch eine 0,9%ige Kochsalz-Lösung ersetzt, um eine Interaktion zwischen dem Thymol und dem Komposit auszuschließen, aber dennoch eine gewisse Feuchtigkeit der Proben zu garantieren. Derart werden die Proben vor zu starker Austrocknung und Versprödung der Zahnhartsubstanz geschützt, welches einen gewissen Einflussfaktor auf den Mikrozugversuch ausüben könnte. Die Desinfektion der extrahierten Zähne durch ein spezielles Lösungs-Medium ist aus hygienischen bzw. gesundheitlichen Gründen gegenüber der daran forschenden Person obligat. Diese Flüssigkeit sollte in der Lage sein eine gewisse Keimzahl unschädlich zu machen oder abzutöten, ohne den zu untersuchenden Komposit-Dentin-Verbund zu beeinflussen. Üblicherweise verwendete Desinfektionsmittel wären z.B. Thymol, Formalin, Chloramin, Natriumhypochlorid und destilliertes Wasser. Die aktuelle Studienlage ergibt kein einheitliches Bild darüber, welches Desinfektionsmittel in Verbindung mit adhäsiven Restaurationen gemäß hiesigen Versuches als Goldstandard Anwendung finden sollte. Wissenschaftliche Tests belegen, dass nicht die Lagerungszeit, sondern die Wahl der Lagerungsflüssigkeit den wesentlichen Unterschied bezüglich des Haftverbundes manifestiert. Einige Medien interagieren mit dem Komposit oder dem Dentin, sodass der Haftverbund negativ beeinflusst wird. So spricht Zheng von einer verringerten Haftstärke (Microtensile-Bond-Strength), wenn die Zähne in destilliertem Wasser, sowie in Thymol bei 4°C gelagert wurden und präferiert stattdessen Chloramin als Mittel der Wahl [201]. Für Santana erwiesen sich 2008 Formalin und Thymol als negative Einflusskriterien auf den Komposit-Dentin-Haftverbund [161]. Hingegen konnte in einigen Studien sowohl anhand eines Mikrozugversuches als auch mittels eines Mikroscherversuches eine verbesserte Ergebnislage in Verbindung mit Formalin evaluiert werden.

Der Einsatz von Thymol wurde hierbei negativ bewertet, genauso wie der Einsatz von Natriumhypochlorit [44, 95, 188]. Aufgrund jener umstrittenen Studien, wurde in diesem Versuch auf eine 0,9%ige Kochsalzlösung zurückgegriffen. Die intermittierende Lagerung der Zähne inklusive Komposit-Inlays in physiologischer Kochsalzlösung sollte die Situation innerhalb des Mundmilieus widerspiegeln bzw. der Situation am nächsten kommen.

#### 6.2.4 Mikrozugversuch

In dieser Studie wurde der Komposit-Dentin-Haftverbund mittels eines Mikrozugversuches untersucht (Microtensile-Bond-Strength). Grundsätzlich gibt es zwei unterschiedliche Versuchsmethoden, die in „in Vitro-Studien“ häufig zum Einsatz kommen, um den adhäsiven Verbund eines Komposits oder anderer Restaurationsmaterialien mit der Zahnhartsubstanz zu testen. Dies sind zum einen der Mikrozugversuch (Microtensile) und zum anderen der Mikro-Scherversuch [170]. Beim Mikrozugversuch wird der Prüfkörper an beiden Enden mittels Klebewachs an der vorgesehenen Prüfmaschine so befestigt, dass eine senkrecht ausgeübte Zugkraft auf diesen einwirkt. Bei dem Scherversuch wirkt eine horizontal gerichtete Kraft auf den Prüfkörper bis eine Abscherung erfolgt. Sano et al. führte erstmals einen Mikrozugversuch durch, in dem eine adhäsiv vorbehandelte Oberfläche von annäherungsweise  $1 \text{ mm}^2$  am Interface des Stäbchens gemessen wurde. Eine derart kleine Oberfläche führt zu einer begünstigten Spannungsverteilung am Interface des Stäbchens. Dadurch zeigte Sano et al., dass höhere Haftwerte von bis zu 55 MPa erzielt werden können, ohne dass es zu kohäsiven Frakturen kommt [151, 160]. Zudem konnten durch Mikrozugversuche, gemäß der aktuellen Studienlage, vermehrt adhäsive Frakturen evaluiert werden, als es in Scherversuchen der Fall war [168, 179]. Diese Tatsache können auch die hier ermittelten Ergebnisse bestätigen. Dennoch müssen für den Mikrozugversuch Stäbchen-Proben mit definierten Maßen aus einem Zahn gesägt werden, die aufgrund ihrer geringen Dicke die Gefahr von frühzeitigen Spontanfrakturen beim Sägevorgang oder beim Einspannen in die Universalprüfmaschine in sich bergen [7, 165].

Dies ist auch in hiesigem Experiment während des Sägevorgangs vorgekommen. Da jedoch aus jeder Gruppe bis zu 86 nutzbare Stäbchen gewonnen werden konnten, war die Anzahl der vorzeitig frakturierten Proben auszugleichen. Insgesamt wurden 798 brauchbare Stäbchen und 114 frakturierte Stäbchen verzeichnet. Obgleich das Mikrozugverfahren labortechnisch die aufwändigere Variante darstellt, so lassen sich einerseits hierbei die meisten Prüfkörper aus einem Versuchszahn (weniger extrahierte Zähne notwendig) gewinnen und andererseits lässt sich eine versierte regionsbezügliche Haftstärkenuntersuchung von der Krone bis zur Dentin-Pulpa-Grenze ermitteln [4, 141]. Demnach eignet sich dieses Verfahren sehr gut für Untersuchungen dieser Art, wie es auch im vorliegenden Experiment Anwendung gefunden hat.



## 6.3 Ergebnisse

### 6.3.1 Einfluss temporärer Zemente auf den Komposit-Dentin-Haftverbund

Indirekte Restaurationen beanspruchen in der Regel weniger Zeit am Behandlungsstuhl und garantieren meist aufgrund der Laborfertigung einen besseren Randschluss, eine ansprechendere Ästhetik durch realgetreuere Zahnmorphologie, sowie eine bessere proximale Kontaktgestaltung. Jedoch inkludiert die indirekte Versorgung eine obligate provisorische Restauration der präparierten Kavität mittels eines temporären Zementes, der das freiliegende Dentin abdecken und somit die Pulpa schützen [144, 182]. In dieser Studie galt es zu überprüfen, inwieweit jene temporären Zemente den Komposit-Dentin-Haftverbund beeinflussen und wie sich die Wahl der Entfernungsmethode auf diesen Verbund auswirkt.

Studien belegen, dass schon alleine die Kontamination der freigelegten Dentintubuli mit dem Material eines solchen Zementes den adhäsiven Verbund nachträglich beeinflussen kann [155, 58]. Das Zementmaterial würde die Öffnungen der Dentintubuli verstopfen, in die normalerweise das dünnfließende Adhäsiv penetrieren sollte. Jene Situation kann zu einer verminderten adhäsiven Haftkraft führen [164]. Frankenberger deklariert deshalb das sofortige Versiegeln der eröffneten Dentinkanälchen mittels einer adhäsiven Unterfüllung als vielversprechend. Dadurch kann zwei wesentlichen Problemen entgegengewirkt werden. Einerseits können durch die Versiegelung der Dentinschicht postoperative Hypersensibilitäten um ein wesentliches verringert werden, andererseits wird die Kavitätenreinigung vom Zementmaterial erheblich vereinfacht [57]. In dieser Studie wurde jedoch keine adhäsive Versiegelung vorgenommen, um zu testen inwieweit die einzelnen Zemente auf das Dentin einwirken. Dabei kamen ein Polycarboxylat-Zement (UltraTemp®), ein Zinkoxid-Eugenol-Zement (Temp Bond™), sowie ein eugenolfreier Zinkoxid-Zement (Temp Bond NE™) zur Anwendung. Jene Zemente wurden gemäß Herstellerangaben appliziert und nach vollständiger Erhärtung wieder aus der Kavität entfernt. Hierbei war festzustellen, dass „UltraTemp“ durch Applikation mittels einer Anmischpistole die kürzeste Anmischzeit verzeichnete, jedoch eine Zeit von 4-5 min zur vollständigen Aushärtung benötigt wurde.

„Temp Bond“ und „Temp Bond NE“ wurden manuell aus zwei Pasten angemischt. Dies nahm etwas mehr Zeit in Anspruch. Hingegen waren es hierbei lediglich 20 s, die zur kompletten Aushärtung führten. Folglich wurde in diesem Experiment die reine Kontamination des Dentins durch das Zementmaterial überprüft. In anderen Studien wurde eine gewisse Lagerungszeit der Zähne inklusive temporär befestigter Provisorien abgewartet [1, 178, 198]. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass je nach Entfernungsmethode signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) in den temporär vorbehandelten Versuchsgruppen gegenüber den Kontrollgruppen verzeichnet werden können. Grundsätzlich bestätigt sich die Annahme, dass es einen Unterschied in der Haftfestigkeit zwischen den mit Zement kontaminierten Prüfkörpern und den nicht vorbehandelten Kontrollgruppen gibt, es sei denn, die Zemente wurden mit einem intraoralen Sandstrahler entfernt. Unter diesen Bedingungen konnten nämlich ähnlich hohe Haftfestigkeitswerte erreicht werden. Die hierin enthaltenen kleinen Aluminiumoxid Mikropartikel ( $27\mu\text{m}$ ) interagieren derart mit der Oberfläche des Dentins, dass zunächst der Zement und im Anschluss der „Smear-Layer“ entfernt wird [14]. Lediglich die Kontrollgruppe 3, in der die Kavität vor Einsatz des „Syntac® Classic-Adhäsiv-Systems“ mit einem zusätzlich vorgeschalteten Bonding versehen wurde, zeigt gegenüber den anderen Kontrollgruppen eine signifikante Steigerung der Haftwerte. Dieses zusätzliche Bonding kann wie eine dünne Schicht einer adhäsiven Unterfüllung verstanden werden und vermag es in die durch den intraoralen Sandstrahler hervorgerufenen Dentinretentionen zu penetrieren. Studien bezeichnen dieses doppelte Auftragen einer hydrophoben Schicht als effektiv in Bezug auf den Komposit-Dentin-Haftverbund [3]. Trotz, dass unterschiedliche Zementmaterialien verwendet wurden, verhielten sich die Ergebnisse proportional zur Wahl der Entfernungsmethode. Es konnte nicht erwiesen werden, dass ein eugenolhaltiger Zement den Komposit-Dentin-Haftverbund stärker beeinflusst, als ein eugenolfreier Zement. Auch die Studienlage lässt keinen eindeutigen Schluss diesbezüglich zu. Die eigentliche Annahme, dass das Eugenol als Kunststoffweichmacher fungiert [117, 128, 144] und somit den adhäsiven Verbund von Komposit zum Dentin negativ tangiert, konnte zuletzt lediglich auf gewisse „Self-Etch“ – und „Total-Etch“-Adhäsiv-Systeme beschränkt werden [150, 155].

Durch den Einsatz neuerer Mehrschritt-Adhäsiv-Systeme, wie das hier verwendete „Syntac® Classic“, kann die Wirkung des Eugenols keinen signifikanten Effekt auf den adhäsiven Verbund ausüben [62, 96, 200]. Demnach können, entsprechend der hier erlangten Ergebnisse, keine Unterschiede in den Haftfestigkeiten zwischen eugenolhaltigen- und eugenolfreien Zementen nachgewiesen werden.

### 6.3.2 Einfluss unterschiedlicher Entfernungsmethoden auf den adhäsiven Verbund

Nicht nur generell der Einfluss der temporären Zemente auf den Komposit-Dentin-Haftverbund, sondern auch die Wahl der Entfernungsmethode sollte im Rahmen dieser Studie untersucht und diskutiert werden. In diesem Zusammenhang wurde die Entfernung der Zemente mit einem manuell geführten Handscaler, mit einem Handscaler und dem Einsatz eines Bismehl-Wasser-Gemisches und mittels eines intraoralen Sandstrahlers für jede der Zementgruppen durchgeführt. Dies geschah so lange bis die Kavität augenscheinlich von jeglichem Zementmaterial befreit war. Die Reinigung gestaltete sich je nach Material und Entfernungsmethode als schwierig. So konnte das Material „UltraTemp“ als eine Substanz von poröser Konsistenz am einfachsten und schnellsten mittels intraoralen Sandstrahlers gereinigt werden. Die manuelle Entfernung mit dem Handscaler dauerte hierbei wesentlich länger und ließ kleinere Zementreste in der Kavität verbleiben. Mit dem Bismehl-Wasser-Gemisch konnten die nach Einsatz des Handscalers zurückgebliebenen Reste erfolgreich entfernt werden. Dieses aufwändige Vorgehen wäre aus klinischer Sicht eher weniger die Methode der Wahl in Bezug auf diesen Polycarboxylatzement. Bei den Zinkoxid-Zementen „Temp Bond“ (eugenolhaltig) und „Temp Bond NE“ (eugenolfrei), verhielt sich die Säuberung der Kavität etwas anders. Diese beiden Zemente zeichnen sich durch eine weichere und elastischere Konsistenz aus. Das Zementmaterial konnte in diesem Fall am schnellsten und einfachsten mit dem Handscaler beinahe in einem Stück manuell entfernt werden. Augenscheinlich waren auch danach keine Überreste in der Kavität zu erkennen. Das durch ein rotierendes Bürstchen aufgetragene Bismehl-Wasser-Gemisch musste entsprechend nur für kurze Zeit angewendet werden. Am schwierigsten verhielt sich das Säubern der Kavität mittels intraoralen Sandstrahlers. Durch diese Methode konnten lediglich kleinere Anteile des Materials nach einer gewissen Zeit abgetragen werden. Diese Methodik wäre aus klinischer Sicht wahrscheinlich eher die 2. Wahl bezogen auf Zinkoxid-Zemente. Die statistische Auswertung des Mikrozugversuches ergab signifikante Unterschiede bezüglich der Haftfestigkeit in Abhängigkeit von der Wahl der Entfernungsmethode des entsprechenden Zementmaterials. Demnach war die Art der Zemententfernung wesentlich entscheidender in Bezug auf den Haftverbund als die Wahl des Zementes.

So konnten ausschließlich jene Proben vergleichbar hohe Haftwerte wie in den Kontrollgruppen hervorbringen, bei denen die temporären Zemente mit dem intraoralen Sandstrahler entfernt wurden. Die niedrigsten Haftwerte wurden durch die Entfernung mittels Handscaler notiert. Durch das zusätzliche Reinigen mit einem rotierenden Bürstchen und Bimsmehl-Wasser-Gemisch konnte der Komposit-Dentin-Verbund nur unwesentlich gegenüber der einfachen Handscaler-Methode gesteigert werden. Auch in zahlreichen wissenschaftlichen Studien bestätigen Forscher, dass das Behandeln der Kavität mittels eines intraoralen Sandstrahlers und der Verwendung von Aluminiumoxid kleinstmöglicher Partikelgröße infolge einer temporären Zementapplikation zu den bestmöglichen Haftfestigkeitswerten führt [30, 53, 125, 163, 164]. Dabei ist jedoch darauf zu achten, dass die Expositionszeit möglichst kurz gehalten wird. Studien zufolge soll eine verlängerte Expositionszeit über 5 s bereits eine Obstruktion der Dentinkanälchen-Öffnungen bewirken [14]. Dennoch kann eine adhäsive Vorbehandlung durch die mechanische Behandlung in Form eines intraoralen Sandstrahlers nicht ersetzt werden. Nur in Kombination werden beste Ergebnisse des Komposit-Dentin-Haftverbundes erzielt. Ein reines Sandstrahlen der Kavität führt zu schlechteren Haftwerten als ein alleiniges Anätzen von Schmelz und Dentin [69, 156]. Dies konnte durch hiesige Untersuchung nur bedingt bestätigt werden, da in Kontrollgruppe 1 die Prüfkörper nicht mittels Sandstrahler vorbehandelt wurden im Gegensatz zu Kontrollgruppe 2 und 3. Dennoch zeigten die Haftwerte aus Kontrollgruppe 1 und 2 keine signifikanten Unterschiede. Lediglich in Kontrollgruppe 3 (zusätzliches Bonding) konnten die Werte gesteigert werden. Gemäß Chaiyabutr et al. und Terata evoziert das Entfernen des Zementmaterials mittels Handscaler den niedrigsten Haftverbund [30, 181]. Dentinoberflächen, die makroskopisch frei von Zementresten erschienen, zeigten mikroskopisch sichtbare Überreste des Zementmaterials. Diese zurückgebliebenen Anteile können die Eingänge der zuvor durch die Präparation des Zahnes eröffneten Dentintubuli blockieren und verhindern dadurch ein adhäsives Benetzen des Dentins. Als Folge dessen spiegelt sich ein verminderter Haftverbund im Ergebnis wieder (vgl. Abb.32). Jene Tatsache induzierte die Suche nach alternativen Möglichkeiten der Zemententfernung. Generell können mehrere unterschiedliche chemische und mechanische Methoden der gründlichen Reinigung einer Kavität vor der definitiven Insertion indirekter Restaurationen dienen.

Aus chemischer Sicht fanden Agenzien mit Ethanol, Ethyl-Acetat, Aceton und vor allem Chlorhexidindiglukonat auf dem dentalen Markt Anwendung [1, 163]. Der Effekt des Chlorhexidins ergab etwas zwiespältige Ergebnisse. Es wurden sowohl Untersuchungen veröffentlicht, die keinerlei Hinweis auf einen Einfluss des Chlorhexidins bezüglich des adhäsiven Haftverbunds ergaben [41, 98], als auch jene die belegen, dass Chlorhexidin den Haftverbund verbessert, wenn es nach dem Anätzen der Zahnhartsubstanz appliziert würde [31, 101]. Jedoch zeigten sich auch negative Einflüsse des Chlorhexidin auf die Haftstärke in Verbindung mit dem Adhäsiv-System Syntac [115]. Kanakuri et al. definierte die Verwendung eines rotierenden Bürstchens zusammen mit fließendem Wasser als Methode der Wahl [89]. Der Wissenschaftler Button et al. sprach sich für das zusätzliche Reinigen mit einem Bismehl-Wasser-Gemisch aus neben der Methode des Handscalers [25]. Zudem wurde die Verwendung spezieller Seifen in-vitro getestet. Dies führte jedoch zu verminderten Haftverbundstärken [10]. Neben den bereits erwähnten Investitionen wurde neuerdings an einer moderneren Technik gearbeitet, die eine effizientere Reinigung versprechen sollte. Die Rede ist von einer Laser-Instrumentierung. Laser-Geräte wurden in der Zahnmedizin vorwiegend für Weichgewebs-Operationen (Parodontologie), Wurzelspitzenversorgungen und zur Sterilisation verwendet. Neuerdings werden bestimmte Laser zur Kariesexkavation und zur Vorbehandlung von Zahnhartsubstanz eingesetzt. Durch die schmerzlose und nicht geräuschbelästigende Einwirkung des Lasers, verspricht sich gerade die konservierende Zahnheilkunde bezüglich des Einsatzes bei Angstpatienten und Kindern eine gute Resonanz, die auch schon durch gewisse Studien untermauert wird [54, 55]. Studien untersuchten den Einsatz verschiedener Laser (Er:YAG, Nd:YAG und CO<sub>2</sub>-Laser) in Bezug auf die Effektivität der Entfernung von Zahnhartsubstanz. Besonderes Augenmerk wurde auf den Er:YAG-Laser gelegt [175, 202]. Dabei konnten keine strukturellen Veränderungen des Dentins aufgrund des Laser-Einsatzes nach Entfernung temporärer Zementreste nachgewiesen werden. Weitere Studien bleiben abzuwarten. In dieser Studie hingegen wurden die drei oben genannten Entfernungsmethoden angewendet. Als Quintessenz lässt sich sagen, dass der Einsatz des intraoralen Sandstrahlers für die effektivste Entfernung des zuvor applizierten Zementmaterials, unwesentlich welche Art von Material, den Goldstandard manifestiert und die höchsten Haftwerte erzielt.

### 6.3.3 Frakturanalyse

Um die jeweilige Fraktur eines jeden Prüfkörpers im Anschluss an den Mikrozugversuch beurteilen zu können, wurden zunächst beide Bruchstücke mittels Lupenbrille genauer betrachtet. Auf diese Weise konnte differenziert werden, welcher Anteil das zu verwerfende Komposit und welcher Anteil das bedeutendere Dentinbruchstück war. Das Komposit-Dentin-Interface der Dentinstücke wurde mittels rasterelektronenmikroskopischer Untersuchung auf verschiedenen Vergrößerungsstufen analysiert. Grundsätzlich zeigten sich vorwiegend gemischt adhäsiv-kohäsive Brüche in den meisten Versuchsgruppen. Diese waren in den Gruppen VG 1-6 vorherrschend anzutreffen. Ein adhäsiver Bruch definiert sich als Fraktur innerhalb einer adhäsiven Verbundfläche, so z.B. zwischen frei präparierten Dentin und der Hybridschicht oder zwischen der Hybridschicht und Komposit. Der Begriff „kohäsiv“ bezeichnet eine Fraktur innerhalb eines partizipierenden Materials wie z.B. in diesem Fall innerhalb des Komposits oder des Dentins. In der Regel entstehen solche Frakturen bei hohen Haftstärken, wenn das zu testende Material, also Komposit oder Dentin vor dem adhäsiven Verbund ermüdet [70, 187]. Eine gemischt adhäsiv-kohäsive Fraktur ist demnach eine Kombination aus beiden Varianten. Rein adhäsive Brüche wurden für die Versuchsgruppen 7-9 vorwiegend notiert. In den Gruppen VG 10-12 ergaben sich sowohl allein adhäsive, als auch gemischt-adhäsiv-kohäsive Brüche zu relativ gleichen Anteilen. Die höchsten Haftwerte, also die Prüfkörper, auf die die stärksten Zugkräfte (in MPa) ausgeübt wurden, wurden in den Versuchsgruppen 1,2,3,6,9 und 12 verzeichnet. Vergleicht man die Frakturqualitäten der einzelnen Gruppen, so erkennt man, dass diese Genannten mit Ausnahme der VG 9 gemischt-adhäsiv-kohäsive Brüche aufwiesen. Dementsprechend ist eine Korrelation zwischen einer maximierten Zugkraft und einer kohäsiven Fraktur nicht auszuschließen, jedoch auch nicht ausnahmslos zu bestätigen. Rein kohäsive Brüche weder im Dentin, noch im Komposit konnten nicht beobachtet werden. Unter genauerer Begutachtung der Dentinoberflächen mittels des Rasterelektronenmikroskops (Vergrößerung bis 2940fach) waren riefenartige Unebenheiten in den Versuchsgruppen, in denen ein Scaler verwendet wurde, markant auffällig (siehe Abb. 48.1; 51.1).

Dies spricht für einen nicht zu unterschätzenden ungleichmäßigen Substanzabtrag während der Zemententfernung [118]. Ob dieser Substanzabtrag für den geringeren adhäsiven Verbund dieser Gruppen verantwortlich ist, kann nicht sicher gesagt werden. Forscher versuchten weitere Einflüsse auf den adhäsiven Haftverbund zu ermitteln und sahen einen neuen Ansatz im Zusammenhang zwischen Dicke der Hybridschicht und dem Haftverbund sowie der Länge der „Kunststoff-Tags“ und dem Haftverbund. Studien zeigten hinsichtlich dieser Idee keine stringenten Ergebnisse. Anchieta et al. erwies einen direkten Zusammenhang zwischen der Dicke der Hybridschicht und dem Haftverbund bei „Zwei-Schritt-Etch-and-rinse-Systemen“ [5]. Hingegen fand Rahal et al. im gleichen Jahr heraus, dass es weder zwischen Hybridschicht und Haftverbund, noch zwischen Länge der „Kunststoff-Tags“ und Haftverbund eine Korrelation gibt [153]. Weitere Studien diesbezüglich bleiben abzuwarten. Dennoch scheint es gewiss, dass zumindest die Morphologie der Hybridschicht abhängig von der Wahl des Präparationsmittels ist. So wird durch die adhäsive Vorbehandlung einer mittels Sandstrahler bearbeiteten Dentin-Fläche eine dickere Hybridschicht erzeugt, als bei einer mittels Diamanten präparierten Oberfläche [13]. Zudem wurden auf jenen mit Handscaler bearbeiteten Dentin-Oberflächen zahlreich blumenartige Auflagerungen entdeckt (siehe Abb. 50.2). Diese konnten mit relativ hoher Wahrscheinlichkeit als Rückstände eines nicht vollständig entfernten Zementmaterials identifiziert werden. Das in der Kavität verbliebene Zementmaterial kann derart eine optimale Penetration des Adhäsivs behindern und zu lokalen Misserfolgen der adhäsiven Befestigung führen. Eine derartige Verminderung des Komposit-Dentin-Haftverbundes wurde in den Versuchsgruppen 4,7 und 8 beobachtet und kann auf Rückstände des Zementmaterials zurückgeführt werden. Jedoch belegt es nicht den geringwertigen Haftverbund in den Gruppen 5,10 und 11, es sei denn die Rückstände wären auch nicht mehr mit dem Elektronenmikroskop zu erfassen, sondern mit einem Instrument noch stärkerer Vergrößerung. Auffällig an den Dentin-Oberflächen, die mittels Sandstrahler behandelt wurden, sind bläschenartige Artefakte. Sozusagen sind dies Lufteinschlüsse, die elektronenmikroskopisch dem Bild einer von Kratern durchzogenen Mondlandschaft ähnlich sind (vgl. Abb.59.2). Studien, die diese Beobachtung bestätigen konnten nicht gefunden werden.



Möglicherweise wirkt sich die auf das Dentin übertragene Energie des Aluminium-Partikel-Auftrages derart auf das Interface aus, dass das applizierte Adhäsiv Lufteinschlüsse hervorbringt. Die Ursache hierfür ist rein spekulativer Art. Entscheidend ist jedoch die Tatsache, dass der Komposit-Dentin-Verbund durch diese Artefakte nicht beeinträchtigt wurde, weil in diesen Versuchsgruppen die höchsten Haftwerte erzielt wurden.

## 6.4 Schlussfolgerung

Zusammenfassend lässt sich aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie ableiten, dass bei der provisorischen Versorgung für eine indirekte Restauration weniger die Wahl des temporären Zementmaterials, sondern wesentlich entscheidender die Art der Entfernungsmethode für einen optimalen Komposit-Dentin-Haftverbund notwendig und limitierend ist. Das Entfernen des Zementmaterials mittels intraoralen Sandstrahlers manifestiert den Goldstandard bezüglich des adhäsiven Verbundes und ist aus praktischer Sicht die empfehlenswerteste Methode.

## 6.5 Klinische Relevanz

Die Ergebnisse hiesiger In Vitro-Studie lassen sich durchaus auf den klinischen Alltag übertragen. Die Simulation der provisorischen Versorgung für eine indirekte Restauration würde einen ähnlichen klinischen Verlauf nehmen mit der Ausnahme, dass in der Realität die provisorische Versorgung für eine längere Zeit im Mundmilieu des Patienten verbleibt. Des Weiteren wäre das Provisorium den mannigfaltigen Einflüssen des Mundraumes ausgesetzt wie z.B. Speichelfluss, Bakterien, Nahrungsmittelresten und den dadurch produzierten Säuren. Diese könnten sich zusätzlich negativ auf die Randedichtigkeit bzw. die Löslichkeit des temporären Zementes auswirken und derart durch Kontamination der Dentin-Oberfläche den Haftverbund der definitiven Restauration verschlechtern. Jene Situation wurde hierbei außer Acht gelassen. Zudem konnte eine ideale Präparation und Vorbehandlung ohne Einfluss von Speichelkontamination oder eingeschränkter Sicht durchgeführt werden. Diese Tatsache kann im klinischen Alltag sicherlich nicht zu derart optimalen Verhältnissen ablaufen. Demnach wäre die Durchführung weiterer klinischer Tests im Anschluss an diese Studie obligat, die aus klinischer Sicht zu vermehrt realgetreueren Ergebnissen verhelfen würden.

## 7. Zusammenfassung

### 7.1 Zusammenfassung (deutsch)

#### Einführung:

In der vorliegenden Studie sollte überprüft werden, inwieweit sich der Einsatz unterschiedlicher provisorischer Zemente (UltraTemp®, Ultradent Products Inc., Utah, USA; Temp Bond™ und Temp Bond NE™, Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz) auf den Komposit-Dentin-Haftverbund bei Komposit-Inlays auswirkt und wie zudem unterschiedliche Entfernungsmethoden den Haftverbund beeinflussen.

#### Methode:

Für den experimentellen Versuch wurden 48 karies- und füllungsfreie humane dritte Molaren verwendet (mit oder ohne abgeschlossenes Wurzelwachstum). Die Zähne wurden willkürlich auf zwölf Versuchsgruppen zu je vier Proben verteilt. Okklusal wurde eine konische Klasse I- Kavität präpariert, deren Kavitätenboden vollständig im Dentin lag. Darin wurden Komposit-Inlays (Venus® Diamond PLT Refill) per Hand gefertigt. Nach Entnahme der Inlays wurden in den Versuchsgruppen 4-12 die Kavitätenböden mit den provisorischen Zementen UltraTemp® (VG 4-6), Temp Bond™ (VG 7-9) und Temp Bond NE™ (VG 10-12) ausgestrichen und entweder mit Scaler (H6/H7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland; VG 4,7,10), mit Scaler und Bimsmehl (VG 5,8,11) oder mit einem Sandstrahler (KaVo Rondoflex plus 360 mit Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> der Körnung 27µm, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland; VG 6,9,12) wieder aus der Kavität entfernt. Die Versuchsgruppen 1-3 waren hierbei Kontrollgruppen ohne provisorische Vorbehandlung. Im Anschluss wurden die Kavitäten mittels des Syntac® Classic Adhäsiv-Systems (Ivoclar Vivadent; Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Technik) vorbehandelt und die Inlays mittels Tetric Evo Flow (Ivoclar Vivadent) zementiert. Den mit Komposit-Inlays versehenen Zähnen wurden im nächsten Schritt mittels einer diamantierten Trennscheibe die Wurzeln entfernt und sie wurden mittels einer Präzisionssäge (Isomet 1000, Fa.Buehler, Illinois, USA) zunächst in Scheiben und danach in Stäbchen gesägt.

Diese Prüfkörper wurden einer Mikrozugfestigkeitsprüfung (Microtensile MTD-500 Plus, Universal-Prüfmaschine, SD-Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) unterzogen. Das Dentin-Komposit-Interface wurde qualitativ mittels eines Rasterelektronenmikroskops (REM Phenom, Phenom World BV, Eindhoven, Niederlande) untersucht. Die Ergebnisse des Mikrozugversuches wurden statistisch mit Hilfe des Programmes SPSS 14.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ausgewertet.

**Ergebnisse:**

Es konnte gezeigt werden, dass mehr die Wahl der Entfernungsmethode des temporären Zementes, als das Material selbst einen entscheidenden Einfluss auf den Komposit-Dentin-Haftverbund hat. Grundsätzlich konnten lediglich die Versuchsgruppen, in denen das Zementmaterial mit dem Sandstrahler entfernt wurde, vergleichbare Haftwerte wie in den Kontrollgruppen liefern, in denen keine provisorische Vorbehandlung vorgeschaltet wurde. Das Entfernen rein mittels Scaler erwies sich als unzureichende Methode der Wahl in Bezug auf die Haftfestigkeitswerte. Entsprechend der statistischen Analyse konnten unter den verschiedenen Zementmaterialien keine wesentlichen Unterschiede festgestellt werden. Einzig in VG 5 (UltraTemp® mit Scaler/Bismmehl) konnte gegenüber gleicher Entfernungsmethode bei anderen temporären Zementen eine Steigerung der Haftwerte erzielt werden. Letztlich beeinflusst allgemein die provisorische Vorbehandlung mittels verschiedener Zementmaterialien dennoch den Komposit-Dentin-Haftverbund verglichen mit den Werten der Kontrollgruppen, in denen die besten Haftwerte erzielt wurden.

## 7.2 Abstract

### Introduction:

In the present study it should be investigated to what extent the composite-dentin bond strength of resin composite inlays is influenced by temporary cements (UltraTemp®, Ultradent Products Inc., Utah, USA; Temp Bond™ and Temp Bond NE™, Kerr Hawe S.A., Bioggio, Schweiz) having been applied in dental cavities prior to the actual luting process. In addition, methods for removal of temporary cements should be considered, too.

### Methods:

In this experimental in vitro study, 48 caries and filling-free human third molars were used (with or without completed root development). These teeth were randomly assigned to twelve groups (n=4). Each specimen received a conical occlusal Class-I preparation. Resin composite inlays were manufactured (Venus® Diamond PLT Refill) directly in the cavities. After the inlay's removal, cavities were filled with several temporary cements, i.e. UltraTemp® (group 4 to 6), Temp Bond™ (group 7-9) and Temp Bond NE™ (group 10-12). These were removed from the cavity by either a scaler only (H6/H7, Hu-Friedy, Leimen, Germany; Gr. 4, 7, 10), a scaler plus pumice slurry (Gr. 5, 8, 11) or an air abrasion device (KaVo Rondoflex plus 360 with Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 27µm, KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany; Gr. 6, 9, 12). Groups 1 to 3 were control groups without any provisional pretreatment. In the next step, all cavities were conditioned by the multi-bottle adhesive system Syntac® (Ivoclar Vivadent, Schaan, principality of Liechtenstein). Thereafter the inlays were cemented using the flowable resin composite Tetric EvoFlow (Ivoclar Vivadent). In the following step the specimens were cut using a slow-speed diamond saw resulting in slices and sticks (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA). Sticks were loaded in tension until failure occurred using a universal testing machine (Microtensile MTD-500 Plus, Universal-Prüfmaschine, SD-Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Germany) at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The composite-dentine-interface was qualitatively analysed using a scanning electron microscope (REM Phenom, Phenom World BV, Eindhoven, Netherlands). The results of

the microtensile bond strength test were statistically analysed by the SPSS 14.0 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

**Results:**

It could be shown that more the choice of removing method than the temporary cement's material negatively influenced the composite-dentin bond strength. In comparison with the control groups without provisorial pretreatment, only the experimental groups treated with a sandblaster showed comparable results ( $p > 0.05$ ). Cement removal by scaler was shown to be an inadequate method pertaining to dentin bond strength. According to the statistical analysis there were no essential differences between the temporary cements ( $p > 0.05$ ). Only experimental group 5 (UltraTemp® with scaler / pumice slurry) showed a significant increase of dentin bond strength compared to other groups pretreated with other temporary cements using the same method of removal. Finally it should be stated, that the provisorial pretreatment with temporary cements negatively influenced bond strength compared with the result of control groups regardless which kind of type was used.

## 8. Literaturverzeichnis

- [1] Abo-Hamar SE, Federlin M, Hiller KA, Friedl KH, Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater* 2005; 21(9): 794–803.
- [2] About I, Mitsiadis TA. Molecular aspects of tooth pathogenesis and repair: in vivo and in vitro models. *Adv Dent Res* 2001; 15: 59–62.
- [3] Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent* 2008; 33 (5): 564–570.
- [4] Ali AM, Hamouda IM, Ghazy MH, Abo-Madina MM. Immediate and delayed micro-tensile bond strength of different luting resin cements to different regional dentin. *J Biomed Res* 2013; 27(2): 151–158.
- [5] Anchieta RB, Oliveira FG, Sundfeld RH, Rahal V, Machado LS, Alexandre RS, Sundfeld ML, Rocha EP. Analysis of hybrid layer thickness, resin tag length and their correlation with microtensile bond strength using a total etch adhesive to intact dentin. *Acta Odontol Latinoam* 2011; 24(3): 272–278.
- [6] Aqrabawi J. Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. *Br Dent J* 2000; 188(5): 266–268.
- [7] Armstrong S, Geraldini S, Maia R, Raposo LHA, Soares C J, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; 26(2): e50-62.
- [8] Asaka Y, Yamaguchi K, Inage H, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Kuroda T, Mijazaki M. Effect of thermal cycling on bond strengths of single-step self-etch adhesives to bovine dentin. *J Oral Sci* 2006; 48(2): 63–69.
- [9] Attin T, Wegehaupt F, Gries D, Wiegand A. The potential of deciduous and permanent bovine enamel as substitute for deciduous and permanent human enamel: Erosion-abrasion experiments. *J Dent* 2007; 35(10): 773–777.
- [10] Bachmann M, Paul S J, Lüthy H, Schärer P. Effect of cleaning dentine with soap and pumice on shear bond strength of dentine-bonding agents. *J Oral Rehabil* 1997; 24(6): 433–438.
- [11] Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent Suppl* 1992; 5: 1–9.
- [12] Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 417–422.
- [13] Barceleiro MO, de Mello JB, Porto CLdA, Dias KRHC, de Miranda MS. Hybrid layer thickness and morphology: Influence of cavity preparation with air abrasion. *Gen Dent* 2011; 59(6): e242-7.

- [14] Bester SP, de Wet FA, Nel JC, Driessen CH. The effect of airborne particle abrasion on the dentin smear layer and dentin: an in vitro investigation. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1): 46–50.
- [15] Bleicher F. Odontoblast physiology. *Exp Cell Res* 2013; 10: 1016–12.012.
- [16] Boroujeni PM, Mousavinasab SM, Hasanli E. Effect of configuration factor on gap formation in hybrid composite resin, low-shrinkage composite resin and resin-modified glass ionomer. *J Investig Clin Dent* 2014; 10: 1111–12.082.
- [17] Bottenberg P, Alaerts M, Keulemans F. A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: three-year results. *J Dent* 2007; 35(2): 163–171.
- [18] Boyde A. Microstructure of enamel. *Ciba Found Symp* 1997; 205: 18–27.
- [19] Braly A, Darnell LA, Mann AB, Teaforde MF, Weihs TP. The effect of prism orientation on the indentation testing of human molar enamel. *Arch Oral Biol* 2007; 52(9): 856–860.
- [20] Brännström M. Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 1992; 88(1): 7–13.
- [21] Brauer GM. Zinkoxid-Eugenol als zahnärztlicher Werkstoff (Teil 1). *Dtsch Zahnärztl Z* 1976; 31(11): 824–834.
- [22] BUONOCORE MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34(6): 849–853.
- [23] Burke EJ, Qualtrough AJ. Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J* 1994; 176(2): S. 53–60.
- [24] Burrow M. Understanding adhesive dentistry. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 2010; 20: 75–79.
- [25] Button GL, Moon PC, Barnes RF, Gunsolley JC. Effect of preparation cleaning procedures on crown retention. *J Prosthet Dent* 1988; 59(2): 145–148.
- [26] Camargo CHR, Siviero M, Camargo SEA, de Oliveira SHG, Carvalho CAT, Valera MC. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod* 2007; 33(4): 422–426.
- [27] Carvalho CN, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A. Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19(3): 144–52.
- [28] Cetin AR, Unlu N, Cobanoglu N. A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth. *Oper Dent* 2013; 38(2): E1–11.
- [29] Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dent Mater J* 2009; 28(5): 620–626.



- [30] Chaiyabutr Y, Kois JC. The effects of tooth preparation cleansing protocols on the bond strength of self-adhesive resin luting cement to contaminated dentin. *Oper Dent* 2008; 33(5): 556–563.
- [31] Chang YE, Shin DH. Effect of chlorhexidine application methods on microtensile bond strength to dentin in Class I cavities. *Oper Dent* 2010; 35(6): 618–623.
- [32] Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010; 89(6): 549–560.
- [33] Chiba Y, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Takamizawa T, Moore BK. Effect of air-drying time of single-application self-etch adhesives on dentin bond strength. *Oper Dent* 2006; 31(2): 233–239.
- [34] Cousins RJ, Dunn MA, Leinart AS, Yedinak KC, DiSilvestro RA. Coordinate regulation of zinc metabolism and metallothionein gene expression in rats. *Am J Physiol* 1986; 251 (1): E688–94.
- [35] Couve E, Osorio R, Schmachtenberg O. The amazing odontoblast: activity, autophagy, and aging. *J Dent Res* 2013; 92(9): 765–772.
- [36] Cramer NB, Stransbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* 2011; 90(4): 402–416.
- [37] Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11<sup>th</sup> editor, St. Louis: Mosby, 2002: 594–634.
- [38] Cunha LG, Alonso RCB, Santos PHD, Sinhoreti MAC. Comparative study of the surface roughness ofOrmocer-based and conventional composites. *J Appl Oral Sci* 2003; 11(4): 348–353.
- [39] da Costa LRdRS, Watanabe IS, Kronka MC. Coronal dentinal tubules of non-erupted deciduous incisors. *Pesqui Odontol Bras* 2002; 16(1): 12–17.
- [40] Davidson CL, Davidson-Kaban SS. Handling of mechanical stresses in composite restorations. *Dent Update* 1998; 25(7): 274–279.
- [41] de-Melo MAS, Goes DdC, de-Moraes MDR, Santiago SL, Rodrigues LKA. Effect of chlorhexidine on the bond strength of a self-etch adhesive system to sound and demineralized dentin. *Braz Oral Res* 2013; 27(3): 218–224.
- [42] Desai P, Das UK. Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2011; 22(6): 877.
- [43] Dickerson WG, Hastings JH. Indirect composite restorations. *Curr Opin Cosmet Dent* 1995; 51–56.
- [44] Droschl HH, Wendl B. Comparison of bond strength using various fixation methods. *World J Orthod* 2007; 8(2): 153–156.
- [45] Eick JD, Byerley TJ, Chappell RP, Chen GR, Bowles CQ, Chappelow CC. Properties of expanding SOC/epoxy copolymers for dental composites. *Dent Mater* 1993; 9(2): 123–127.
- [46] El-din AKN, Miller BH, Griggs JA. Resin bonding to sclerotic, noncarious, Quintessence Int 2004; 35(7): 529–540.

- [47] Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent* 1993; 6: 222–4.
- [48] Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009; 25(10): 1187–1194.
- [49] Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: Properties and fractography. *Dent Mater* 1992; 8: 290–5.
- [50] Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GMB, Chan DCN. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent* 2003; 31(1): 59–66.
- [51] Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics* 2010; 126(4): 760-768.
- [52] Fligor J. Preparation design and considerations for direct posterior composite inlay/ onlay restoration. *Pract Proced Aesthet Dent* 2008; 20(7): 413-9.
- [53] Fonseca RB, Martins LRM, Quagliatto PS, Soares CJ. Influence of provisional cements on ultimate bond strength of indirect composite restorations to dentin. *J Adhes Dent* 2005; 7(3): 225–230.
- [54] Fornaini C. Er:YAG and adhesion in conservative dentistry. Clinical overview. *Laser Ther* 2013; 22(1): 31–35.
- [55] Fornaini C, Riceputi D, Lupi-Pegurier L, Rocca JP. Patient responses to Er:YAG laser when used for conservative dentistry. *Lasers Med Sci* 2012; 27(6): 1143–1149.
- [56] Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001; 17(5): 373–380.
- [57] Frankenberger R. Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. 2. überarb. u. erw. Aufl. Balingen: Spitta-Verl. (Spitta-Abrechnung) 2010.
- [58] Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008; 10(5): 339–344.
- [59] Frankenberger R, Lohbauer U, Taschner M, Petschelt A, Nikolaenko SA. Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. *J Adhes Dent* 2007; 9 Suppl 2: 269–273.
- [60] Frese C, Schiller P, Staehle HJ, Wolff D. Recontouring teeth and closing diastemas with direct composite buildups: a 5-year follow-up. *J Dent* 2013; 41(11): 979–985.
- [61] Fujisawa S, Kashiwagi Y, Atsumi T, Iwakura I, Ueha T, Hibino Y, Yokoe I. Application of bis-eugenol to a zinc oxide eugenol cement. *J Dent* 1999; 27(4): 291–295.
- [62] Ganss C, Jung M. Effect of eugenol-containing temporary cements on bond strength of composite to dentin. *Oper Dent* 1998; 23(2): 55–62.

- [63] Gao BT, Lin H, Zheng G, Xu YX, Yang JL. Comparison between a silorane-based composite and methacrylate-based composites: shrinkage characteristics, thermal properties, gel point and vitrification point. *Dent Mater J* 2012; 31(1): 76–85.
- [64] Garber DA, Goldstein RE. Porcelain and Composite inlays and onlays. Illinois. Quintessence Publishing Co Inc; 1994: 117–33.
- [65] Gerosa R, Borin M, Menegazzi G, Puttini M, Cavalleri G. In vitro evaluation of the cytotoxicity of pure eugenol. *J Endod* 1996; 22(10): 532–534.
- [66] Geurtsen W, García-Godoy F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. *Am J Dent* 1999; 12(6): 266–270.
- [67] Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7(4): 79–88.
- [68] Goracci C, Rengo C, Eusepi L, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Influence of selective enamel etching on the bonding effectiveness of a new "all-in-one" adhesive. *Am J Dent* 2013; 26(2): 99–104.
- [69] Gray GB, Carey GPD, Jagger DC. An in vitro investigation of a comparison of bond strengths of composite to etched and air-abraded human enamel surfaces. *J Prosthodont* 2006; 15(1): 2–8.
- [70] Groot Rde, Peters MC, Plasschaert AJ, Ensink Op Kemna GJ. Cohesive and adhesive fracture patterns of the composite-enamel bond. *J Biol Buccale* 1985; 13(1): 63–71.
- [71] Guéders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO. Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. *Oper Dent* 2006; 31(4): 450–455.
- [72] Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990; 45(10): 660–663.
- [73] Han JM, Lin H, Zheng G, Shinya A, Gomi H, Shinya A, Lin J. Effect of nanofiller on wear resistance and surface roughness of resin composites. *Chin J Dent Res* 2012; 15(1): 41–47.
- [74] Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Aufl. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag 2009.
- [75] Helvey GA. Adhesive dentistry: the developments of immediate dentin sealing/selective etching bonding techniques. *Compend Contin Educ Dent* 2011; 32(9): 22, 24-32, 34-5.
- [76] Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998; 48(1): 3-16.
- [77] Hill EE, Lott J. A clinically focussed discussion of luting materials. *Dent J* 2011; 56(1): 67-76.
- [78] Holland GR. Morphological features of dentine and pulp related to dentine sensitivity. *Arch Oral Biol* 1994; 39 Suppl: 3S-11S.
- [79] Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic-inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent* 2013; 18(5): 21-32.

- [80] Husar B, Moszner N, Lukac I. Synthesis and photooxidation of styrene copolymer bearing camphorquinone pendant groups. *Beilstein J Org Chem* 2012; 8: 337-343.
- [81] Happert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6. vollst. überarb. u. erw. Aufl. Stuttgart: Thieme 2008.
- [83] Ibarra G, Vargas MA, Armstrong SR, Cobbb DS. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 2002; 4(2): 115–124.
- [84] Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J* 2007; 26(2): 149-155.
- [85] Ilday NO, Celik N, Dilsiz A, Alp HH, Aydin T, Seven N, Kiziltunc A. The effects of silorane composites on levels of cytokines and periodontal parameters. *Contemp Clin Dent* 2013; 4(4): 437-442.
- [86] Jackson R. Esthetic inlays and onlays. *Contemporary Esthetic Dentistry*. Freedman G. editor, St. Louis: Elsevier 2012: 469-481.
- [87] Jakow R, Barr DB, Barr JR, Calafat AM, Needham LL, Rubin C. Exposure to bisphenol A from bis-glycidyl dimetharylate-based sealants. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(3): 353-362.
- [88] Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V.Ormocer:An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fith-generation bonding agent. *Contemp Clin Dent* 2012; 3(1): 48-53
- [89] Kanakuri K, Kawamoto Y, Matsumura H. Influence of temporary cement remnant and surface cleaning method on bond strength to dentin of a composite luting system. *J Oral Sci* 2005; 47(1): 9–13.
- [90] Kanca J. 3<sup>rd</sup> Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 1992; 5: 213-215.
- [91] Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on polymerization shrinkage stress of light cured coposites. *Dent Mater* 2012; 28(7): 801-809.
- [92] Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagaran A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 2002; 18(5): 359–369.
- [93] Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15: 128–137.
- [94] Larsen-Basse J. Abrasive wear of ceramics. Friction and wear of ceramics, Jahanmir S, editor, Marcel Dekker, New York 1994: 99-115.
- [95] Lee JJ, Netthey-Marbell A, Cook A, Pimenta LAF, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(12): 1599–1603.

- [96] Leirskar J, Nordbø H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16(6): 265–268.
- [97] Leloup JM, Serraj S, Pauvert B, Térol A, Cluzel B, Margerit J. Chemical characterization of in vivo aged zinc polycarboxylate dental cements. *J Mater Sci Mater Med* 1998; 9(9): 493–496.
- [98] Lenzi TL, Tedesco TK, Soares FZM, Loguercio AD, Rocha RdO. Chlorhexidine does not increase immediate bond strength of etch-and-rinse adhesive to caries-affected dentin of primary and permanent teeth. *Braz Dent J* 2012; 23(4): 438–442.
- [99] Lewinstein I, Chweidan H, Matalon S, Pilo R. Retention and marginal leakage of provisional crowns cemented with provisional cements enriched with chlorhexidine diacetate. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5): 373–378.
- [100] Lewinstein I, Fuhrer N, Gelfand K, Cardash H, Pilo R. Retention, marginal leakage, and cement solubility of provisional crowns cemented with temporary cement containing stannous fluoride. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 189–193.
- [101] Lin J, Kern M, Ge J, Zhu J, Wang H, Vollrath O, Mehl Ch. Influence of peripheral enamel bonding and chlorhexidine pretreatment on resin bonding to dentin. *J Adhes Dent* 2013; 15(4): 351–359.
- [102] Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002; 33(3): 213–24.
- [103] Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 1991; 7(2): 107–113.
- [104] Magloire H, Romeas A, Melin M, Couble ML, Bleicher F, Farges JC. Molecular regulation of odontoblast activity under dentin injury. *Adv Dent Res* 2001; 15: 46–50.
- [105] Mamaladze MT, Ustiashvili MG. Theoretical and practical principles of dentinogenesis: hypotheses and confirmed clinically reality. *Georgian Med News* 2010; 186: 22–28.
- [106] Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 2000; 84(3): 289–296.
- [107] Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29(5): 481–508.
- [108] Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent* 2012; 36(3): 223–234.
- [109] Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosà M, Cadenaro M, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay F, Breschi L. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *J Dent* 2013; 10: 1016–12.008.
- [110] Markowitz K, Moynihan M, Liu M, Kim S. Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. A clinically oriented review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 73(6): 729–737.

- [111] Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997; 25(6): 441–458.
- [112] Mash LK, Beninger CK, Bullard JT, Staffanou RS. Leakage of various types of luting agents. *J Prosthet Dent* 1991; 66(6): 763–766.
- [113] Mcleod ME, Price RBT, Felix CM. Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent* 2010; 35(1): 84-93.
- [114] Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart polymerization' . *J Dent* 1997; 25: 321–30.
- [115] Meiers JC, Shook LW. Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. *Am J Dent* 1996; 9(1): 11–14.
- [116] Meryon SD, Jakeman KJ. Uptake of zinc and fluoride by several dentin components. *J Biomed Mater Res* 1987; 21(1): 127–135.
- [117] Meyerowitz JM, Rosen M, Cohen J, Becker PJ. The effect of eugenol containing and non-eugenol temporary cements on the resin-enamel bond. *J Dent Assoc S Afr* 1994; 49(8): 389–392.
- [118] Mishra MK, Prakash S. A comparative scanning electron microscopy study between hand instrument, ultrasonic scaling and erbium doped:Yttirum aluminum garnet laser on root surface: A morphological and thermal analysis. *Contemp Clin Dent* 2013; 4(2): 198–205.
- [119] Miyasaka T, Yoshida T. Effect of binary and ternary filler mixture on the mechanical properties of composite resins. *Dent Mater J* 2000; 19(3): 229-244.
- [120] Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa HA, Platt J. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Appl Oreal Sci* 2010; 18(3): 207-14.
- [121] Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J* 2009; 20(1): 3–16.
- [122] Nahid A, Zahra BG, Yasaman R. Evaluation of the effect of enamel preparation on retention rate of fissure sealant. *Contemp Clin Dent* 2012; 3(4): 380–382.
- [123] Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 1995; 74(10): 1679–1688.
- [124] Nandini S. Indirect resin composite. *J Conserv Dent* 2010; 13(4): 184-194.
- [125] Nikaido T, Kataumi M, Burrow MF, Inokoshi S, Yamada T, Takatsu T. Bond strengths of resin to enamel and dentin treated with low-pressure air abrasion. *Oper Dent* 1996; 21(5): 218–224.
- [126] Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004; 20(6): 579–585.

- [127] Niu LN, Zhang W, Pashley DH, Breschi L, Mao J, Chen JH, Tay FR. Biomimetic remineralization of dentin. *Dent Mater* 2014; 30(1): 77–96.
- [128] O’Brien WJ. Phenolate-Based cements in Dental materials and their selection. 3<sup>rd</sup> editor, Chicago: Quintessence 2002: 139.
- [129] Oilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J* 1991; 41(2): 81–88.
- [130] Okamoto Y, Shintani H, Yamaki M. A medicated polycarboxylate cement to prevent complications in composite resin therapy. *J Prosthet Dent* 1990; 63(1): 37–40.
- [131] Olin PS, Rudney JD, Hill EM. Retentive strength of six temporary dental cements. *Quintessence Int* 1990; 21(3): 197–200.
- [132] Oilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J* 1991; 4(2): 81–83.
- [133] Omae M, Shinnou Y, Tanaka K, Abo T, Nakata T, Suzuki K, Hatsuoka Y, Iwata N, Yoshikawa K, Nishitani Y, Yamamoto K, Yoshiyama M. XPS analysis of the dentin irradiated by Er: YAG laser. *Dent Mater J* 2009; 28(4): 471–476.
- [134] Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2013; 34(1): 12–4, 16, 18; quiz 20, 30.
- [135] Ozok AR, Wu M-K, Wesselink PR. Comparison of the in vitro permeability of human dentine according to the dentinal region and the composition of the simulated dentinal fluid. *J Dent* 2002; 30(2-3): 107–111.
- [136] Pallav P, De Gee AJ, Davidson CL, Erickson RL, Glasspoole EA. The influence of admixing microfiller to small-particle composite resin on wear, tensile strength, hardness, and surface roughness. *J Dent Res* 1989; 68(3): 489–490.
- [137] Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. *Dent Mater* 2012; 28(11): 1113–1119.
- [138] Park Y, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008; 24(11): 1501–1505.
- [139] Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991a; 66(6): 777–781.
- [140] Pashley DH. In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent* 1991b; 4(5): 237–240.
- [141] Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; 1(4): 299–309.
- [142] Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995; 11(2): 117–125.

- [143] Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011; 27(1): 1–16.
- [144] Paul SJ, Schärer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil* 1997; 24(1): 8–14.
- [145] Peñarrocha-Diago MA, Ortega-Sánchez B, García-Mira B, Maestre-Ferrín L, Peñarrocha-Oltra D, Gay-Escoda C. A prospective clinical study of polycarboxylate cement in periapical surgery. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012; 17(2): e276-80.
- [146] Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000; 13: 25D-30D.
- [147] Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Staichak R, Reis A, Loguercio Ad. Immediate Adhesive Properties to Dentin and Enamel of a Universal Adhesive Associated With a Hydrophobic Resin Coat. *Oper Dent* 2013; 10: 234-253.
- [148] Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2): 333-57.
- [149] Perdigao J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001; 32: 700-706.
- [150] Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on bonding of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2006; 8(1): 31–34.
- [151] Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998; 14(3): 212–221.
- [152] Pieper K, Lange J, Jablonski-Momeni A, Schulte AG. Caries prevalence in 12-year-old children from Germany: results of the 2009 national survey. *Community Dent Health* 2013; 30(3): 138–142.
- [153] Rahal V, Briso ALF, dos Santos PH, Sundfeld MLMM, Sundfeld RH. Influence of the hybrid layer thickness and resin tag length on microtensile bond strength. *Acta Odontol Latinoam* 2011; 24(1): 8–14.
- [154] Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent* 2003; 23: 700-706.
- [155] Ribeiro JCV, Coelho PG, Janal MN, Silva NRFA, Monteiro AJ, Fernandes CAO. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *J Dent* 2011; 39(3): 255–262.
- [156] Roeder LB, Berry EA, You C, Powers JM. Bond strength of composite to air-abraded enamel and dentin. *Oper Dent* 1995; 20(5): 186–190.
- [157] Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RHM, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguercio AD, Reis A. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent* 2007; 9(6): 537–545.



- [158] Sachin B. Comparison of retention of provisional crowns cemented with temporary cements containing stannous fluoride and sodium fluoride-an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13(4): 541–545.
- [159] Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J* 2003; 9(1-2): 201–207.
- [160] Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10(4): 236–240.
- [161] Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 2008; 22(4): 352–357.
- [162] Santana IL, Lodovici E, Matos JR, Medeiros IS, Miyazaki CL, Rodrigues-Filho LE. Effect of Experimental Heat Treatment on Mechanical Properties of Resin Composites. *Braz Dent J* 2009; 20: 205–10.
- [163] Santos MJMC, Bapoo H, Rizkalla AS, Santos GC. Effect of dentin-cleaning techniques on the shear bond strength of self-adhesive resin luting cement to dentin. *Oper Dent* 2011; 36(5): 512–520.
- [164] Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Kulunk T. Effect of the dentin cleansing techniques on dentin wetting and on the bond strength of a resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 363–369.
- [165] Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010; 26(2): e78-93.
- [166] Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000; 45(5): 355–361.
- [167] Schmalz G, Hoffmann M, Weis K, Schweikl H. Influence of albumin and collagen on the cell mortality evoked by zinc oxide-eugenol in vitro. *J Endod* 2000; 26(5): 284–287.
- [168] Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14(3): 194–201.
- [169] Shilling G. Permanency of EBA cement. *J Am Dent Assoc* 1977; 95(2): 187, 189.
- [170] Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. *Am J Dent* 2002; 15(6): 373–377.
- [171] Silva e Souza MH, Carneiro KGK, Lobato MF, Silva e Souza PdAR, de Góes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(3): 207–214.
- [172] Silvey RG, Myers GE. Clinical study of dental cements. VI. A study of zinc phosphate, EBA-reinforced zinc oxide eugenol and polyacrylic acid cements as luting agents in fixed prostheses. *J Dent Res* 1977; 56(10): 1215–1218.

- [173] Smith AJ, Murray PE, Sloan AJ, Matthews JB, Zhao S. Trans-dentinal stimulation of tertiary dentinogenesis. *Adv Dent Res* 2001; 15: 51–54.
- [174] Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J* 1968; 124(9): 381–384.
- [175] Soares LES, do Espírito Santo AM, Brugnera A, Zanin FANA, Martin AA. Effects of Er:YAG laser irradiation and manipulation treatments on dentin components, part 2: energy-dispersive X-ray fluorescence spectrometry study. *J Biomed Opt* 2009; 14(2): 24002.
- [176] Sutalo J. Kompozitni materijali u estetskoj stomatologiji. *Lijec Vjesn* 1991; 113(5-6): 187-190
- [177] Suyama Y, Lühns AK, Munck Jd, Mine A, Poitevin A, Yamada T, Van Meerbeek B, Cardoso MV. Potential smear layer interference with bonding of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2013; 15(4): 317–324.
- [178] Takimoto M, Ishii R, Iino M, Shimizu Y, Tsujimoto A, Takamizawa T, Ando S, Miyazaki M. Influence of temporary cement contamination on the surface free energy and dentine bond strength of self-adhesive cements. *J Dent* 2012; 40(2): 131–138.
- [179] Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000; 16(3): 180–187.
- [180] Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 2004; 32(3): 173–196.
- [181] Terata R. Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement--study on removal of temporary cement. *Dent Mater J* 1993; 12(1): 18–28.
- [182] Terata R, Nakashima K, Kubota M. Effect of temporary materials on bond strength of resin-modified glass-ionomer luting cements to teeth. *Am J Dent* 2000; 13(4): 209–211.
- [183] Terry DA, Touati B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. *Pract Proced Aesthetic Dent* 2001; 13(1): 51-8.
- [184] Thanatvarakorn O, Nakajima M, Prasansuttiporn T, Ichinose S, Foxton RM, Tagami J. Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *J Dent* 2013; 10: 1016-1026.
- [185] Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence Int* 2006; 37(2): 139–144.
- [186] Topaloglu-Ak A, Onçağ O, Gökçe B, Bent B. The effect of different enamel surface treatments on microleakage of fissure sealants. *Acta Med Acad* 2013; 42(2): 223–228.
- [187] Toparli M, Aksoy T. Fracture toughness determination of composite resin and dentin/composite resin adhesive interfaces by laboratory testing and finite element models. *Dent Mater* 1998; 14(4): 287–293.

- [188] Tosun G, Sener Y, Sengun A. Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater J* 2007; 26(1): 116–121.
- [189] Tuculină MJ, Răescu M, Dascălu IT, Popescu M, Andreescu CF, Dăguci C, Cumpâtă CN, Nimigean VR, Banită IM. Indirect pulp capping in young patients: immunohistological study of pulp-dentin complex. *Rom J Morphol Embryol* 2013; 54(4): 1081–1086.
- [190] Ülker HE, Ülker M, Gümüş HÖ, Yalçın M, Şengün A. Cytotoxicity testing of temporary luting cements with two- and three-dimensional cultures of bovine dental pulp-derived cells. *Biomed Res Int* 2013; 910459.
- [191] van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 2000; 28(5): 299–306.
- [192] Van Landuyt KL, Snauwaert J, Munck Jd, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28(26): 3757–3785.
- [193] Viljanen EK, Skrifvars M, Vallittu PK. Dendritic copolymers and particulate filler composites for dental applications: Degree of conversion and thermal properties. *Dent Mater* 2007; 23: 1420–7.
- [194] Walls AWG, McCabe JF, Murray JJ. The Polymerization Contraction of Visible-Light Activated Composite Resins. *J Dent* 1988; 16: 177–181.
- [195] Wang W, Sun X, Huang L, Gao Y, Ban J, Shen L, Chen J. Structure property relationship in hybrid dental nanocomposite resins containing monofunctional and multifunctional polyhedral oligomer silsesquioxanes. *Int J Nanomedicine* 2014; 9: 841–852.
- [196] Wendt SL, Leinfelder KF. Clinical evaluation of a heat-treated resin composite inlay: 3-year results. *Am J Dent* 1992; 5(5): 258–262.
- [197] Wilson AD. The nature of the zinc polycarboxylate cement matrix. *J Biomed Mater Res* 1982; 16(5): 549–57.
- [198] Yap AUJ, Shah KC, Loh ET, Sim SS, Tan CC. Influence of ZOE temporary restorations on microleakage in composite restorations. *Oper Dent* 2002; 27(2): 142–146.
- [199] Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002; 81(8): 556–560.
- [200] Zhang LJ, Ma C, Wang Z. Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2004; 39(3): 230–232.
- [201] Zheng T, Huang C, Zhang Z, Wang S, Zhang G. Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2005; 14(2): 147–150.

- [202] Zortuk M, Gumus HO, Kilinc HI, Tuncdemir AR. Effect of different provisional cement remnant cleaning procedures including Er:YAG laser on shear bond strength of ceramics. J Adv Prosthodont 2012; 4(4): 192–196.

## 9. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 : Inkrementtechnik (Frankenberger 2010- Adhäsiv-Fibel, S.102)

Abb. 2: Der C-Faktor (Hellwig, Klimek et al. 2009-Einführung in die Zahnerhaltung, S.214)

Abb. 3: Präparation Inlay (Hellwig, Klimek et al. 2009-Einführung in die Zahnerhaltung, S. 293)

Abb. 4.1: Anatomischer Aufbau Zahn („de.wikipedia.org/wiki/zahnschmelz“)

Abb. 4.2: REM-Bild Mikrostruktur humaner Zahnschmelz Vergr. 1850fach ( Welsh 2006- Lehrbuch Histologie, S. 349)

Abb. 5: REM-Aufnahme Schmelzätzmuster, Vergr. 14000 (Heinrich F. Kappert, Karl Eichner 2008- Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, S. 146)

Abb. 6: Schematischer Aufbau Dentin (Hellwig, Klimek et al. 2009- Einführung in die Zahnerhaltung, S.9f.)

Abb. 7: REM-Bild: Angeschnittenes geätztes Dentin ([www.zahnarzt-dr.gerstmann.de/kcerrec.htm](http://www.zahnarzt-dr.gerstmann.de/kcerrec.htm))

Abb. 8: Klassifikation der Bondingsysteme (Heinrich F. Kappert, Karl Eichner 2008- Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, S. 159)

Abb. 9: Reaktion beim Abbinden von Carboxylatzement (Heinrich F. Kappert, Karl Eichner 2008- Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, S.116)

Abb. 10: Zinkeugenolat (Heinrich F. Kappert, Karl Eichner 2008- Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, S.130)

Abb. 11: Schematischer Aufbau des Versuches (selbst erstellt)

Abb. 12a/b: Zahn unpräpariert/präpariert (<http://dx.doi.org/10.5395/rde.2012.37.1.9>)

Abb. 13: Komposit-Inlays hergestellt-Eigenfoto

Abb. 14: Inlay- Komposit Venus®Diamond PLT Refill („www.whitethings.de“)

Abb. 15: Ultra-Temp (Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA- [www.dentalproductshopper.com/ultratemp](http://www.dentalproductshopper.com/ultratemp))

Abb. 16: Temp Bond™ (Fa. Kerr Hawe S.A.,Schweiz- „www.multident.de/tempbond“)

Abb. 17: Temp Bond NE™ (Fa. Kerr Hawe, S.A., Schweiz-„www.kerr.dental.de“)

Abb. 18: Scaler (H6/7,Fa. Hu-Fiedy, Leimen, Deutschland- „www.shop-hu-friedy.de/implacar“)

Abb. 19.1: Bismehl („www.mercateo.com/bismehl“)

Abb. 19.2: Bürstchen („www.winkelstueckeguenstiger.de/prophyeinwegbürstchen“)

Abb. 20: Rondoflex plus 360 (KaVo Dental GmbH,Bierbach,Deutschland- „www.kavo.de/kavo rondoflex plus 360“)

Abb. 21: Conditioner 36 (Fa. Dentsply DeTrey®GmbH Konstanz, Deutschland- „www.dentsplymea.com“)

Abb. 22: Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland- „www.ivoclarvivadent.com“)

- Abb. 23: Tetric Evo Flow (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland- „www.ivoclarvivadent.com“)
- Abb. 24: Isomet® 1000 Precision Saw (Fa. Buehler, USA- „www.mywebastate.edu“)
- Abb. 25: Fertige Zahnscheiben- Eigenfoto
- Abb. 26.1: Zahn-Scheibe auf Objektträger vor Schnitt- Eigenfoto
- Abb. 26.2: Gesägte Stäbchen- Eigenfoto
- Abb. 26.3 a: Fertige Stäbchen- Eigenfoto
- Abb. 26.3 b: Stäbchen als Schemazeichnung (PubMed(Eur J. Dent. 2007 April; 1(2):91-96))
- Abb. 27.1: MTD-500 Plus Universal-Prüfmaschine („www.sdm-gmbh.de“)
- Abb. 27.2: In Prüfmaschine eingespanntes Stäbch. (<http://dx.doi.org/10.5395/rde.2012.37.1.9>)
- Abb. 28: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 1 aus der Gruppe 8- Eigener Versuch
- Abb. 29.1: Besputterte/ nicht-besputterte Stäbchen- Eigenfoto
- Abb. 29.2: Sputter Coater S150B (VTM GmbH, Ilbenstadt, Deutschland)-Eigenfoto
- Abb. 30.1: Objektträger (REM) mit Stäbchen- Eigenfoto
- Abb. 30.2: REM Phenom (Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande)- Eigenfoto
- Abb. 31: REM-Bild (Stäbchen aus Gruppe 3, Vergr.615fach)- Eigenfoto
- Abb. 32: Kursdiagramm alle Gruppen im Vergleich – Eigenes Design
- Abb. 33: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 1.13 (Microtensile)
- Abb. 34: REM-Bild: Komposit-Dentin-Interface von Stäbchen 1.13-Eigenfoto
- Abb. 35: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 2.14 (Microtensile)
- Abb. 36: REM-Bild: Komposit-Dentin-Interface von Stäbchen 2.14-Eigenfoto
- Abb. 37: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 3.4 (Microtensile)
- Abb. 38.1/2: REM: Frakturfläche von Stäbchen 3.4-Eigenfoto
- Abb. 39: Diagramm: Kontrollgruppen im Vergleich- Eigenes Design
- Abb.40: Kraft-Weg-Diagramm (Microtensile) des Stäbchens 4.5
- Abb. 41.1/2: REM: Stäbchen 4.5-Eigenfoto
- Abb. 42: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 5.2 (Microtensile)
- Abb. 43.1/2: REM: Frakturfläche des Stäbchens 5.2-Eigenfoto
- Abb. 44: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 6.6 (Microtensile)
- Abb. 45.1/2: REM: Frakturfläche Stäbchen 6.6-Eigenfoto
- Abb. 46: Diagramm Vergleich UltraTemp®
- Abb. 47: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 7.6 (Microtensile)
- Abb. 48.1/2: REM: Komposit-Dentin-Interface Stäbchen 7.6-Eigenfoto

Abb. 49: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 8.2 (Microtensile)

Abb. 50.1/2: REM: Bruchoberfläche Stäbchen 8.2-Eigenfoto

Abb. 51: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 9.3 (Microtensile)

Abb. 52.1/2: REM: Stäbchen 9.3-Eigenfoto

Abb. 53: Diagramm Vergleich Temp Bond™

Abb. 54: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 10.5 (Microtensile)

Abb. 55.1/2: REM: Stäbchen 10.5-Eigenfoto

Abb. 56: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 11.2 (Microtensile)

Abb. 57.1/2: REM: Stäbchen 11.2-Eigenfoto

Abb. 58: Kraft-Weg-Diagramm von Stäbchen 12.2 (Microtensile)

Abb. 59.1/2: REM: Stäbchen 12.2-Eigenfoto

Abb. 60: Diagramm Vergleich Temp Bond NE™

## **10. Tabellenverzeichnis:**

Tab. 1: Typische Hauptbestandteile eines Komposit- Restaurationsmaterials (Hellwig, Kliemek et al. 2009- Einführung in die Zahnerhaltung, S.183)

Tab. 2: Klassifikation der Komposite (Frankenberger 2010- Adhäsivfibel, S.25)

Tab. 3: Physikalische und chemische Werte von Zementen im Vergleich (Heinrich F. Kappert, Karl Eichner 2008- Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, S.110)

Tab. 4: Materialinformation gemäß Herstellerangaben (Gebrauchsanweisung Venus® Diamond, Fa. Haereus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)

Tab. 5: Entfernungsmethoden – Eigenerstellung

Tab. 6: Produktinformation© 2014 Ivoclar Vivadent AG

Tab. 7: Produktinformation MSDS Tetric Evo Flow, Ivoclar Vivadent: [www.ivoclarvivadent.com](http://www.ivoclarvivadent.com)

Tab. 8: Ergebnistabelle des Mikrozugversuches (SPSS Inc.,Chicago,USA)



## **12. Verzeichnis der akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer an der Philipps- Universität Marburg waren die Damen und Herren Professoren, Dozenten und Oberärzte:

Arweiler, Ausschill, Bremmer, Braun, Cetin, Czubayko, Feuser, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Hellak, Himpel, Höffken, Jablonski- Momeni, Kanngießer, Korbmacher-Steiner, Kroh, Lamp, Lill, Löffler, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Mittag, Moll, Mutters, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pieper, Ramaswamy, Rausch, Roggendorf, Schaudig, Seitz, Steiniger, Teymoortash, Weber, Weihe, Werner, Westermann, Wrocklage

## **13. Danksagung**

Ich möchte mich zunächst ganz herzlich bei Herrn Professor Dr. Roland Frankenberger, dem Direktor des Medizinischen Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philipps- Universität Marburg für die Überlassung des Dissertationsthemas, das mir entgegengebrachte Vertrauen und die freundliche Betreuung bedanken.

Herrn Dr. Mathias Roggendorf und Frau Dr. Vera Hartmann danke ich sehr für die Beratung und Betreuung an den im Versuch verwendeten Gerätschaften der Zahnklinik Marburg.

Meiner Familie und vor allem meinen Eltern möchte ich für ihre Liebe und grenzenlose Unterstützung danken, die sie mir zu jeder Zeit entgegenbringen und mir so vieles in meinem Leben ermöglicht haben. Ich bin wirklich froh, dass ich euch habe.

Meinem Bruder Patrick will ich ganz herzlich für die produktive Kritik in der äußeren Gestaltung der Dissertation danken und für die Ruhe und Zeit, die er für mich investiert hat, wenn der PC nicht nach meinem Ermessen funktionierte.

Meinem Freund Thorsten danke ich für seine bedingungslose Liebe und die Ruhe und Kraft, die er mir zu jeder Zeit schenkt.